

UNIVERSIDADE DE ÉVORA | 2011



SOFIA ISABEL ANTÓNIO FURTADO

Orientadores:

Prof. Doutor Armando Raimundo

Mestre Orlando Fernandes

**Caracterização do Perfil de Controlo Postural em
Idosos, através de Métodos Clássicos**

MESTRADO EM EXERCÍCIO E SAÚDE

UNIVERSIDADE DE ÉVORA | 2011



SOFIA ISABEL ANTÓNIO FURTADO

Orientadores:

Prof. Doutor Armando Raimundo

Mestre Orlando Fernandes

**Caracterização do Perfil de Controlo Postural em
Idosos, através de Métodos Clássicos**

MESTRADO EM EXERCÍCIO E SAÚDE

Agradecimentos

Ao Professor Armando Raimundo e ao Professor Orlando Fernandes, pelos conselhos e orientação durante a elaboração deste estudo;

Ao Celso pelo apoio, compreensão, paciência e dedicação ao longo de todo o processo;

Aos meus pais, pelo apoio ao estudo e pela confiança.

À Câmara Municipal de Lagos pelo interesse manifestado na concretização deste estudo;

Ao Agrupamento dos Centros de Saúde do Barlavento Algarvio pela permissão na realização do estudo no Centro de Saúde de Lagos;

Ao Centro de Saúde de Lagos pela disponibilização de um espaço e pela disponibilidade manifestada, nomeadamente da Enfermeira Chefe Maria do Carmo Pacheco, no encaminhamento dos elementos da amostra;

A todas as pessoas (incluindo colegas e participantes no estudo) que de forma particular permitiram o percurso curricular do mestrado e a concretização deste estudo.

Resumo

Este estudo teve como principal objectivo caracterizar o perfil de controlo postural em idosos, através de métodos clássicos.

Foi constituída uma amostra de 75 pessoas com idade média de 68 anos ± 6 anos, 40 elementos são praticantes de exercício físico e 35 elementos são não praticantes de exercício físico.

A avaliação do controlo postural foi realizada pela caracterização do comportamento corporal-oscilação, através de uma observação quantitativa recorrendo à posturografia estática numa plataforma de forças a partir do Centro de Pressão (CP).

De acordo com o CP é possível estabelecer duas orientações (ap- anteroposterior e ml- médio lateral). Com os valores do CP, foi possível calcular medidas, observáveis em estabilograma, recorrendo a fórmulas no ambiente *MATLAB*. As medidas obtidas foram variáveis normalmente designadas como clássicas, são exemplo o Deslocamento da Oscilação total (DOT), Root Mean square (RMS), Amplitude do deslocamento (ACP), Velocidade Média (VM), Velocidade Média Total (VMT), Area, Frequência Média (FM) e análise de frequências espectral com Frequência de Pico, Frequência a 50% da potência do espectro e a 80% da potência do espectro.

Após análise de dados conclui-se que existem diferenças significativas entre Olhos abertos/Olhos fechados, nas medidas de oscilação médio-lateral. Entre praticantes e não praticantes registaram-se diferenças significativas no deslocamento de oscilação total- DOT, na amplitude do deslocamento ACP ml, na área no plano ml, na VM OF, na VMT de OF na Freq Média OF na Fpico OF e na F80 OF. A prática de Tai-Chi, em pisos irregulares e nível de AF parecem influenciar o perfil de controlo postural em idosos.

Palavras Chave: centro de pressão, controlo postural, idosos.

Abstract

“The profile of postural control in elderly through traditional methods”

This study's main objective was to characterize the profile of postural control in elderly through traditional methods. A sample of 75 people aged 68 years mean \pm 6 years, according to the WHO considered old youth. 40 elements in the sample are regular practitioners of a structured physical activity programs and 35 elements are not engaged in structured physical activity.

Data were collected on a platform of forces, through the CoP, in accordance with guidance from the volunteer. Signs of the platform and formula CoP anteroposterior (AP) and mediolateral (ML), calculated and transformed the data into action, observable in stabilogram using formulas in *MATLAB*. The variables analyzed were the total displacement of the oscillation (DOT), root mean square (RMS) amplitude of displacement (ACP), Average Speed (VM), Total Average Speed (VMT), Area, Average Frequency (FM) and analysis of frequency spectral peak frequency, frequency at 50% of the power spectrum and 80% of the power spectrum.

After data analysis it is concluded that significant differences exist between Eyes open / Eyes closed, in measures of medio lateral oscillation between practice and not structured in the practice of PA in total displacement of oscillation-DOT, the amplitude of the displacement ACP ml, in Area in the ml plane, the VM EC (Eyes Closed), VMT EC (Eyes Closed) at Frequency Average EC at FPico EC and F80 EC. The practice of Tai Chi on uneven surfaces and level of PA appear to influence the profile of postural control in the elderly.

Keywords: Center of pressure, postural control, elderly.

Caracterização do Perfil de Controlo Postural em Idosos, através de Métodos Clássicos

Índice Geral

Agradecimentos	V
Resumo	VI
Abstract	VII
Índice Geral	VIII
Índice de Figuras	X
Índice de Tabelas	XI
Lista de Símbolos e Abreviaturas	XIV
1.INTRODUÇÃO	15
2. REVISÃO DA LITERATURA	17
2.1- Controlo Postural	17
2.1.1- Neurofisiologia do Controlo postural	18
2.1.2- Sistema Sensório Motor	19
2.2- Envelhecimento	20
1.2.1- Envelhecimento Demográfico	20
1.2.2- Teorias do Envelhecimento	21
2.3- Avaliação do Controlo Postural	22
2.3.1- Posturografia	23
2.3.2- Base de Suporte	25
2.3.3- Medidas Antropométricas	26

2.3.4- Métodos Clássicos	26
2.4- Controlo Postural em Idosos	28
2.5- A Influência do Exercício Físico no Controlo Postural	29
3. Objectivos	32
3.1- Objectivos Gerais	32
3.2- Objectivos Específicos	32
4. METODOLOGIA	33
4.1- Caracterização da amostra	33
4.1.1 Critérios de exclusão	36
4.2- Instrumentos de Avaliação	36
4.3- Procedimentos	37
4.3.1- Preparação pré-teste	38
4.4- Factores e Variáveis de Influência no estudo	39
4.5- Análise Estatística	44
5. APRESENTAÇÃO DOS RESULTADOS	47
5.1 Resultados	47
6. DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	61
7. LIMITAÇÕES	65
8. CONCLUSÕES	66
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRAFICAS	68
ANEXOS	

Índice de Figuras

Figura 1	Diagrama conceptual do sistema de controlo postural	18
Figura 2	Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta	19
Figura 3	Esquema típico de um fuso neuromuscular	21
Figura 4	Pirâmide Etária Portuguesa 1996-2006/ Previsão 2050	21
Figura 5	Equilíbrio activo onde o Centro de Pressão (CG) controla o Centro de Gravidade (CG) da vassoura	24
Figura 6	Representação de uma plataforma de forças e eixos de medida	25
Figura 7	Exemplo de estatocinesiógrama de um indivíduo na postura erecta "quasi estática"	26
Figura 8	Base de Suporte proposta por CHIARI, 2002	27
Figura 9	Determinação dos pontos BOS	37
Figura 10	Posição ortostática	38
Figura 11	Posição dos ensaios	38
Figura 12	Disposição dos materiais de avaliação	38
Figura 13	Disposição da sala de avaliação	39
Figura 14	Gráfico caixa de bigodes nível de AF e DOT OF	63
Figura 15	Gráfico caixa de bigodes nível de AF area ml OF	64
Figura 16	Gráfico caixa de bigodes nível de AF, F80 ml OF	65

Índice de Tabelas

Tabela 1	Caracterização da Amostra- idade peso e altura	35
Tabela 2	Caracterização da Amostra- Sexo	35
Tabela 3	Caracterização da amostra prat regular e estruturada de AF	35
Tabela 4	Prática de Exercício físico- modalidades	36
Tabela 5	Praticantes de AF em pisos irregulares	36
Tabela 6	Historial Clínico e Historial de Quedas	37
Tabela 7	Nível de AF da amostra	37
Tabela 8	Variáveis CP- DOT	50
Tabela 9	Variáveis CP- RMS plano de oscilação ap	50
Tabela 10	Variáveis CP- RMS plano de oscilação ml	51
Tabela 11	Variáveis CP- ACP plano de oscilação ap	51
Tabela 12	Variáveis CP- ACP plano de oscilação ml	51
Tabela 13	Variáveis CP- Área plano de oscilação ap	52
Tabela 14	Variáveis CP- Área plano de oscilação ap	52
Tabela 15	Variáveis CP- Velocidade Média- plano de oscilação ap	52
Tabela 16	Variáveis CP- Velocidade Média- plano de oscilação ml	53
Tabela 17	Variáveis CP- VMT	53
Tabela 18	Variáveis CP- Freq. Média no plano de oscilação ap	54

Tabela 19	Variáveis CP- Freq. Média no plano de oscilação ap	54
Tabela 20	Variáveis CP- Espectro de Freq. Fpico plano oscilação ap	54
Tabela 21	Variáveis CP- Espectro de Freq. Fpico plano oscilação ml	55
Tabela 22	Variáveis CP- Espectro de Freq. F50 plano oscilação ap	55
Tabela 23	Variáveis CP- Espectro de Freq. F50 plano oscilação ap	55
Tabela 24	Variáveis CP- Espectro de Freq. F80 plano oscilação ap	56
Tabela 25	Variáveis CP- Espectro de Freq. F80 plano oscilação ml	56
Tabela 26	Resultados significativos - teste T para igualdade das médias entre praticantes e não praticantes OA e OF	57
Tabela 27	Resultados significativos - teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF – praticantes de Exercício físico	58
Tabela 28	Resultados significativos - teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF – praticantes de Exercício físico	59
Tabela 29	Resultados significativos- teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF- praticantes Tai-chi	59
Tabela 30	Resultados significativos- teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF- n praticantes Tai-chi	60
Tabela 31	Resultados significativos- teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF- praticantes AF em pisos irregulares	61
Tabela 32	Resultados significativos- teste T para igualdade das médias em amostras emparelhadas OA e OF- n praticantes AF em pisos irregulares	61

Tabela 33	Resultados significativos- teste Kruskal Wallis para níveis de AF e as variáveis CP- DOT e RMS	63
Tabela 34	Resultados significativos teste Kruskal Wallis para níveis de AF e as variáveis Área na amostra	64
Tabela 35	Resultados significativos teste Kruskal Wallis para os níveis de AF e as variáveis Frequência	65

Lista de Símbolos e Abreviaturas

SCP- Sistema de controlo postural

CP- Centro de Pressão

CG- Centro de Gravidade

BOS- Base de Suporte

AF- Actividade Física

DOT- Deslocamento da oscilação total

RMS- Root Mean Square

ACP- Amplitude do Deslocamento

VM- Velocidade Média

VMT- Velocidade Média Total

FM- Frequência Média

OA- Olhos abertos

OF- Olhos fechados

ap- Orientação antero posterior

ml- Orientação médio lateral

Fpico- Frequência de Pico

F80- Espectro de banda de frequência a 80% da potência

F50- Espectro de banda de frequência a 50% da potência

Area- área do estatocinesiógrama

1 Introdução

Com o envelhecimento demográfico da população torna-se indispensável e necessário o estudo do comportamento dos idosos perante determinados estímulos. As mudanças de posição e as readaptações perante alterações na postura e no equilíbrio implicam a intervenção eficaz do sistema de controlo postural (SCP). Se a resposta não for eficaz, a queda torna-se uma situação quase inevitável com danos que podem ser bastante incapacitantes. Torna-se necessário caracterizar o tipo de respostas posturais em idosos, determinar o risco de queda individual, para que sejam desenvolvidos programas eficazes de prevenção de quedas.

Este estudo pretende caracterizar o controlo postural em idosos, avaliando a oscilação do corpo durante uma postura erecta “quasi” estática (Duarte, 2000). Esta denominação deve-se ao facto de numa postura existirem sempre oscilações devido, ainda que imperceptíveis à visão, a mudanças na postura que implicam a acção dos mecanismos de controlo postural.

Pretende-se fazer uma análise quantitativa do controlo postural com base no centro de pressão (CP) definido como o ponto de aplicação de forças verticais que agem sobre a superfície de suporte, estudando as variáveis consideradas na literatura como clássicas.

Estudos sobre o envelhecimento (Duarte e Freitas 2010) apontam que ainda que a base de suporte possa não sofrer alterações significativas com o processo de envelhecimento, os limites da estabilidade parecem diminuir sensivelmente com o avançar da idade.

O estudo está dividido em duas partes, sendo a primeira parte dedicada à revisão bibliográfica e a segunda parte ao estudo prático.

Foi constituída uma amostra de 75 pessoas com idades superiores a 60 anos, praticantes e não praticantes de exercício físico.

A avaliação do controlo postural foi realizada pela caracterização do comportamento corporal-oscilação, através de uma observação quantitativa recorrendo à posturografia estática.

Os dados foram recolhidos com base no CP, medida definida por duas coordenadas de superfície da plataforma de acordo com a orientação do avaliado. Os sinais da plataforma e fórmula CP ap e CP ml calculam e transformaram os dados em medidas, observáveis em estabilograma.

A análise de dados tem por base o deslocamento do CG- centro de gravidade que indica a oscilação do corpo inteiro e a grandeza CP é na verdade uma combinação da resposta neuromuscular ao deslocamento do CG e da própria posição do CG. As diferenças entre o CG e o CP estão relacionadas com a aceleração do corpo, sendo que quanto menor forem as frequências de oscilação menores serão as diferenças entre as duas grandezas. As componentes do CG são calculados nas direcções ap e ml pois na direcção vertical a oscilação é muito menor que na direcção horizontal (Duarte e Freitas; 2010).

Os dados obtidos foram tratados em SPSS 15, recorrendo a metodologia de análise descritiva e comparação de grupos em função da prática e não prática de exercício físico na condição de olhos abertos e olhos fechados, prática de actividades específicas e nível de condição física, com $p < 0.05$.

As conclusões foram obtidas em função dos resultados obtidos nas variáveis de análise.

2 Revisão da Literatura

2.1 Controlo Postural

No caso do corpo humano e seus segmentos, movimentos em diferentes planos do espaço e com amplitudes específicas são solicitados durante a vida diária. Inerente a cada configuração espacial do corpo, exigida por uma determinada tarefa, a preservação de uma postura adequada correspondente é conseguida pelo êxito do sistema de controlo postural (SCP). A actuação dos mecanismos de controlo está condicionada à relação estabelecida entre o ambiente, a tarefa e o próprio indivíduo num determinado instante (Shumway-Cook e Woollacott; 1995).

Para o cumprimento da regulação do equilíbrio, o sistema de controlo postural necessita de informações sobre as posições relativas dos segmentos do corpo e da magnitude das forças actuando sobre o corpo. Para tal, três classes de sensores podem ser utilizadas pelo corpo: somatossensoriais, visuais e vestibulares. Estes receptores actuam de forma complexa, integrada, redundante e de maneira diferenciada para cada perturbação sobre o corpo humano (Rothwell, 1994). Um diagrama conceptual deste sistema de controlo postural pode ser visto na Figura 1.

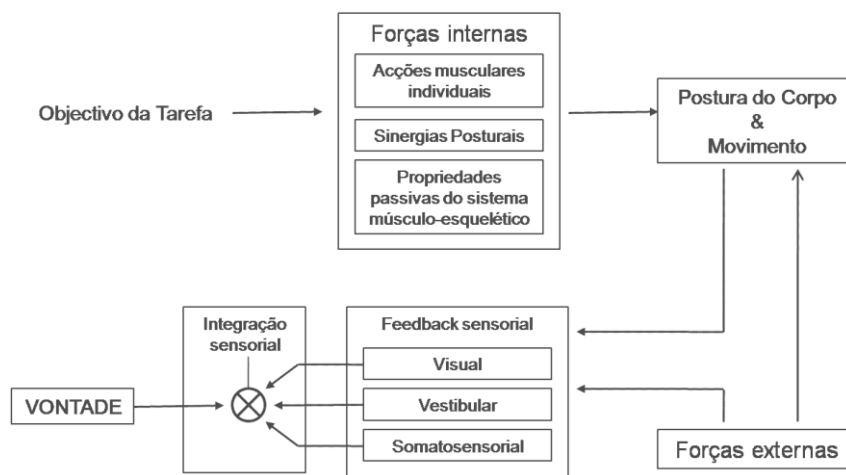


Figura 1- Diagrama conceptual do sistema de controlo postural (Duarte, M ;2000)

Os sistemas sensoriais são representados num circuito de *feedback*; a integração sensorial destas diferentes informações pode ser afectada por um desejo consciente (vontade) de colocar um maior ou menor ganho numa das

fontes sensoriais. Mecanismos de feedforward, como por exemplo, ajustes posturais antecipatórios, são representados por sinergias posturais. Outras sinergias posturais possíveis são as estratégias de controlo postural, as quais são geralmente afectadas pelo circuito de *feedback*.

Tem sido reportado que durante a manutenção da postura ereta em resposta a perturbações ou durante deslocamentos voluntários do centro de gravidade, as estratégias de movimento e padrões de actividade muscular podem ser organizados em estratégia do quadril, do tornozelo e do passo (Nashner & McCollum, 1985 cit in Duarte, M (2000). Durante a tarefa de manutenção da postura ereta em situação normal, são observados padrões de movimento articular que envolvem uma combinação destas diferentes estratégias ao mesmo tempo.

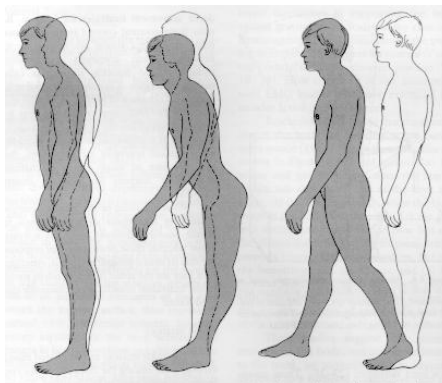


Fig 2. Três estratégias posturais usadas normalmente pelos adultos no controle da postura ereta - da esquerda para a direita: estratégia do tornozelo, do quadril e do passo. (Shumway-Cook & Woollacott, 1995).

2.1.1 Neurofisiologia do Controlo postural

O nível da organização neurológica do controlo postural e da equilíbrio envolvem essencialmente o tronco cerebral, o cerebelo e os gânglios da base (Fonseca, 1995).

O domínio postural é um domínio da gravidade adquirida à custa da co-contracção tónica dos músculos da profundidade, acção que suporta e estabiliza as estruturas articulares onde a co-contracção básica dos músculos de superfície se desenrola adequadamente. A modulação tónica que encerra o domínio da equilíbrio é dependente dos mecanismos de integração sensorial, com especial incidência nos fusos neuromusculares. Os fusos

neuromusculares têm dois tipos de receptores sensoriais, associados a fibras gama eferentes diferentes. Estes actuam tonicamente com mecanismos de feedback sensorial em estreita comunicação com o sistema nervoso central. É a informação “tónica” aferente, oriunda dos fusos neuromusculares, que assegura os múltiplos circuitos posturais, não só ao nível do tronco cerebral, como também ao nível do neocerebelo, produzindo por esse servo-mecanismo as necessárias co-contracções e sinergias próximo-distais (Fonseca, 1995).

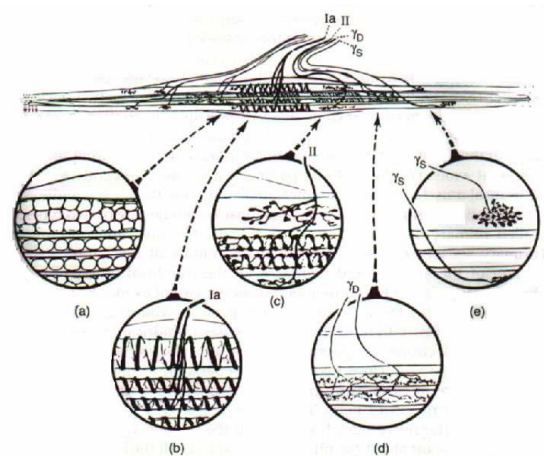


Fig. 3- Esquema típico de um fuso muscular. Dois tipos de fibras intrafusais são observados, nucleares em saco e nucleares em cadeia (a), em comunicação com as fibras nervosas aferentes do tipo Ia (b) e tipo II (c) e as inervações eferentes das fibras gama dinâmica (d) e estática (e) (Roberts, 1995).

2.1.2 Sistema sensório motor

Para a discriminação adequada da orientação entre o corpo e seus segmentos, assim como a sua relação com a superfície de suporte, o Sistema de Controlo Postural recorre ao sistema somatossensorial (Shumway-Cook e Woollacott; 1995), que recebe este nome por compreender diversas funções sensoriais, incluindo a propriocepção mediada pelo fuso muscular, órgão tendinoso de golgi (OTG) e receptores articulares, e a exterocepção proveniente de sensações cutâneas, a partir de receptores localizados na superfície do corpo (Shupert e Horak, 1999). Uma característica comum a estes receptores, que representa o princípio básico de transdução, é a estimulação a partir da deformação mecânica, de modo que o controlo da actividade muscular é, provavelmente, baseado em função de um evento físico

específico a partir desse servo mecanismo (Roberts, 1995). A variável, usualmente descrita na literatura, a ser monitorizada para a análise do mecanismo servo-controlador, tendo em vista a regulação do equilíbrio, é o ângulo articular formado pelo Centro de Gravidade (CG), o tornozelo e a força normal gravitacional (Fitzpatrick e col., 1992; Loran e col., 2001; Morasso e Shieppati, 1999; Peterka, 2000).

2.2 Envelhecimento

2.2.1 Envelhecimento demográfico

Nos últimos 40 anos a população idosa tem sofrido um aumento significativo, aumentando assim a esperança média de vida. A população idosa ocupa um papel cada vez mais fundamental na estrutura demográfica mundial, prevendo-se que o número de idosos aumente e ultrapasse o número de jovens entre o ano de 2010 e 2015 (Melo, 2002). Figura 4.

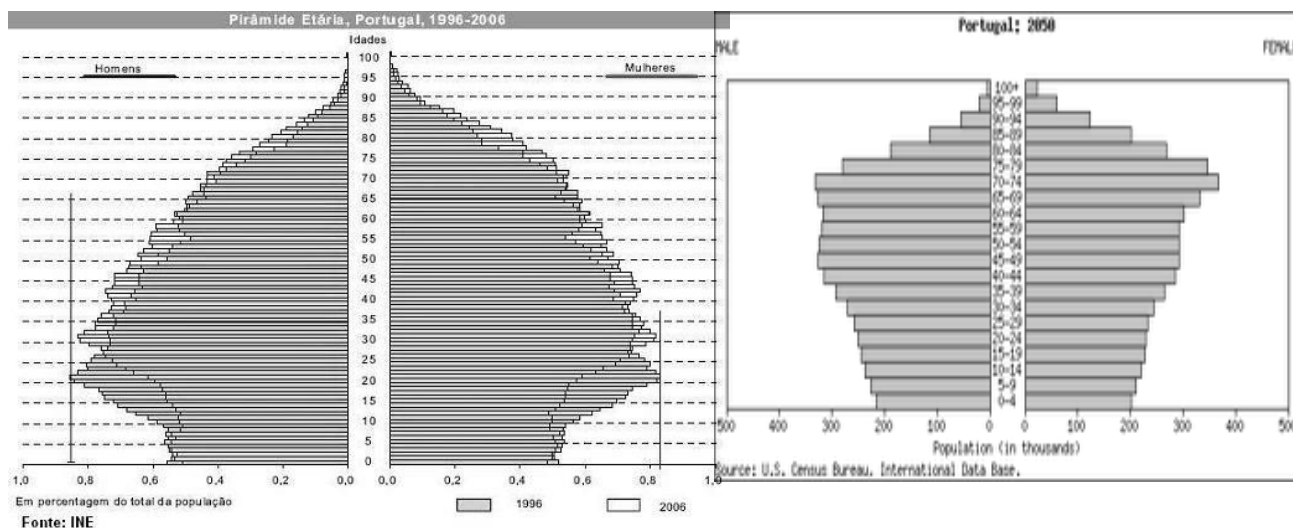


Fig. 4- Pirâmide Etária Portuguesa 1996-2006 e previsão 2050

Portugal apresenta indicadores demográficos semelhantes aos países mais desenvolvidos, sendo de 72 anos para os homens e 79 anos para as mulheres. Na Europa, a Esperança Média de Vida é de 74 anos para os homens e 81 anos para as mulheres. Portugal, é no entanto, o país da União Europeia que apresenta a esperança média de vida masculina mais baixa (Melo, 2002).

2.2.2 Teorias do Envelhecimento

O envelhecimento, de um modo geral, consiste num conjunto de alterações a nível físico, psíquico e social. Mesmo tratando-se de um processo natural, está relacionado com os hábitos de vida e comportamentais do indivíduo (Caetano, 2006). Trata-se de um processo que não é necessariamente simultâneo com a idade cronológica, apresentando uma considerável determinação genética e sendo influenciado por factores externos, como os hábitos de vida e comportamentos de cada indivíduo (Mota, 1999).

Os autores alemães Baur e Egeler, explicam duas teorias do envelhecimento. De acordo com a Teoria da Retracção, o ser que envelhece é submetido à tese da imobilização, justificada pelos anos de trabalho. Com a sua aplicação, os idosos atingem factores incapacitantes em pouco tempo, ficando dependentes e sucumbindo logicamente. A Teoria da Actividade defende a importância do papel da actividade física, favorecendo a independência pessoal e o gosto pela socialização (Carvalho e Almeida, 2008). Shumway-Cook e Woollacott (2003) descrevem dois modelos que representam as categorias de teorias existentes sobre o envelhecimento. O primeiro modelo considera que as funções do sistema nervoso decrescem continuamente com o avanço da idade, de forma linear e inevitável. Desse modo, a perda funcional é considerada condição obrigatória do processo de envelhecer. O segundo modelo propõe uma visão mais optimista em relação a esta fase da vida, caso não haja nenhum acometimento de doença, o SNC (sistema nervoso central) continua em funcionamento num nível relativamente alto até a morte.

De modo geral, os factores que causam o envelhecimento são classificados como sendo primários, relacionados à genética, e secundários, relacionados a causas externas, como a incidência de patologias ou acidentes, levando ao declínio do funcionamento dos sistemas. A saúde do idoso é determinada pela combinação destes dois factores, sendo mais determinantes para um envelhecimento bem sucedido os factores secundários. Estes factores referem-se aos hábitos de vida e nível de actividade física do indivíduo e, ao contrário dos factores primários, podem ser modificados no decorrer da vida.

2.3 Avaliação do Controlo Postural

A contracção coordenada de grupos musculares específicos modifica a posição, orientação e intensidade das forças de suporte que, necessariamente, estão condicionadas ao contacto do corpo com a superfície. Assim como o CG, a reacção resultante às forças que actuam sobre a superfície possui uma representação pontual definida como o centro de pressão (CP) (Duarte e Zatsiorsky, 2001). Como o organismo vivo é uma estrutura complacente, cuja massa está distribuída ao longo do corpo e as flutuações da magnitude das forças de suporte são indissociáveis do comportamento muscular (Blaszczyk e col., 2003; Collins e De Luca, 1993; Merletti e Parker, 2004), o deslocamento do CG em relação à superfície de apoio é uma consequência constante. A região de contacto do corpo com a superfície, conhecida como base de suporte, delimita a porção teórica do plano de contacto em que a projecção vertical do CG pode se deslocar sem que a base seja modificada. Desta forma, a regulação do equilíbrio depende da direcção, intensidade e localização da força de suporte, de modo que o CP e o CG exibem uma relação de controlo, facilmente compreendida quando se tenta equilibrar uma vassoura na palma da mão, conforme a Figura 5. A tendência de giro provocada pela gravidade é preservada pelo controlo da posição do contacto da vassoura com a mão, o CP, em relação ao CG, localizado no entorno da extremidade oposta.

Para regular o equilíbrio, o sistema nervoso central (SNC) precisa ser continuamente informado sobre a posição do CG, o que possivelmente é condicionado a uma representação interna do corpo no espaço (Morasso e col, 1999; Shumwaycook e Woollacott, 1995). Os estímulos que quantificam o

estado de configuração espacial do corpo são reconhecidos por receptores especializados, organizados em sistemas sensoriais específicos (Morasso e Schieppati, 1999; Shubert e Minor, 2004; Stoffregen e col., 2000).



Figura 5- Equilíbrio activo, onde o centro de pressão (contacto da mão com a vassoura) controla o centro de gravidade da vassoura (no entorno da extremidade oposta (Roberts, 1995 cit Vieira , 2007).

2.3.1 Posturografia

Segundo, Freitas (2005) a posturografia refere-se a qualquer estudo ou técnica que irá medir a oscilação do corpo ou de uma variável associada a essa oscilação. A posturografia é dividida em posturografia estática, quando a postura erecta quieta do sujeito é estudada, e posturografia dinâmica, quando a resposta a uma perturbação aplicada sobre o sujeito é estudada.

A medida posturográfica que é mais utilizada na avaliação do controlo postural é o Centro de Pressão (CP). O CP é o ponto de aplicação da resultante das forças verticais agindo sobre a superfície de suporte. O dado do CP é medido por uma plataforma de força. A plataforma de força consiste numa placa sob a qual alguns (tipicamente quatro) sensores de força tipo célula de carga ou piezoelétrico estão arrançados para medir os três componentes da força, F_x , F_y e F_z , e os três componentes do momento de força, M_x , M_y e M_z (x , y e z são as direcções antero posterior, médio lateral e

vertical, respectivamente) agindo sobre a plataforma (ver figura 6). O dado do CP refere-se a uma medida de posição definida por duas coordenadas na superfície da plataforma. Estas duas coordenadas são identificadas em relação à orientação do sujeito: direcção antero posterior (a-p) e direcção médio lateral (m-l). A partir dos sinais mensurados pela plataforma de força, a posição do CP é dada por $CP_{a-p} = (-h \cdot F_x - M_y)/F_z$ e $CP_{m-l} = (-h \cdot F_y + M_x)/F_z$, onde h é a altura da base de apoio acima da plataforma de força, por exemplo, um tapete sobre a plataforma de força.

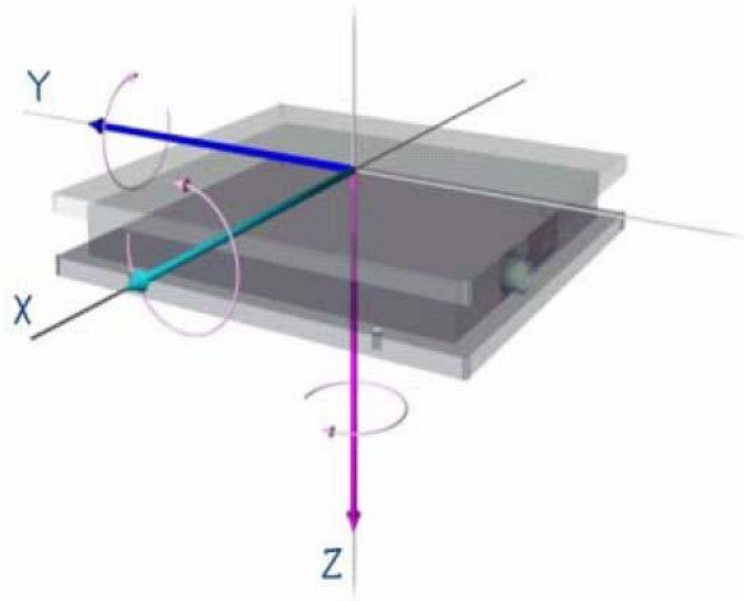


Figura 6- Representação de uma plataforma de força e eixos de **medida**.

Os dados são recolhidos e poderão ser transformados em gráficos que reflectem a relação entre o CP na posição antero posterior e médio lateral em torno de um valor padrão igual a zero. Como o equilíbrio depende das forças e momentos de força (torques) aplicados sobre o corpo, teoricamente o corpo estaria em perfeito equilíbrio quando a resultante das forças fosse igual a zero. Contudo isto quereria dizer que as forças internas e externas que actuam sobre o corpo deveriam ser necessariamente zero o que na realidade é difícil acontecer. Consideram-se forças internas o batimento cardíaco, a respiração e perturbações geradas pela actividade dos músculos na manutenção da postura e forças externas a força da gravidade e a força de reacção do solo, sobre os pés. Esta situação leva a considerar a postura quasi estática, ainda que

momentaneamente a resultante das forças possa ser zero esta situação não é estável. Contudo quanto mais perto de zero estiver a oscilação resultante melhor será o comportamento postural do sujeito.

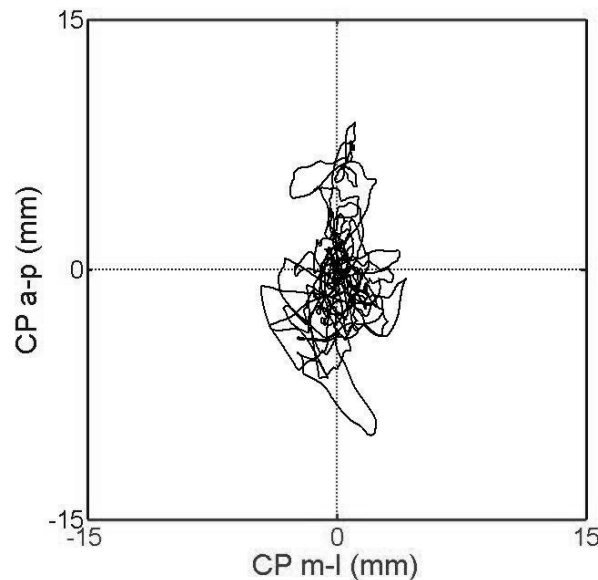


Figura 7- exemplo de estatocinesiograma de um indivíduo na postura erecta “quasi estática”.

2.3.2 Base de suporte

A base de suporte pode ser definida como o polígono formado pelas bordas laterais dos pés. O aumento da base de suporte (pés mais afastados) pode levar a um aumento da estabilidade do participante. Tal estabilidade pode ser caracterizada por uma diminuição da oscilação corporal e aumento dos limites de estabilidade (máximo deslocamento do corpo para direcção ap, ml ou ambas). A diminuição da base de suporte e a diminuição da estabilidade do corpo aumenta a oscilação corporal.

Para uma posição confortável (que tem em conta as condições particulares dos indivíduos), o avaliador deverá observar se a posição escolhida não ultrapassa a largura dos ombros.

No modelo proposto por Chiari (2002) a base de suporte é obtida através do cálculo das seguintes variáveis:

BF - (A) as medidas antropométricas e os marcos anatômicos.

LAC: acrômio esquerdo;

RAC: acrômio direito;

GT: trocânter maior;

LE: epicôndilo lateral;

LM: maléolo lateral.

Medidas de apoio as pegadas: antropometria do pé
medidas: comprimento do pé (FL) e largura máxima de pé (MFW). Pé
medidas de posição: distância dedo grande do pé (BTD), a distância inter-
maleolar
(IMD), comprimento efetivo do pé (EFL).

Base de área de apoio (BOS) e pés ângulo de abertura (α). (CHIARI, 2002)

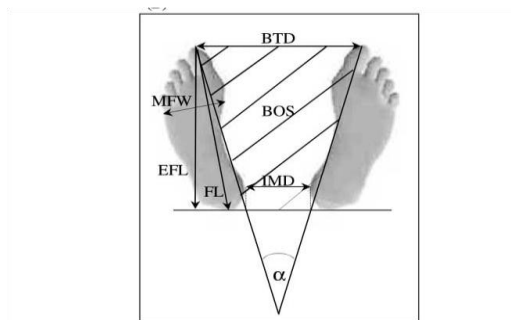


Figura 8- Cálculo da BOS proposto por CHIARI, 2002

2.3.3 Medidas antropométricas

Relativamente às medidas antropométricas a estabilidade parece estar inversamente relacionada com a altura do CG. Para normalizar as medidas antropométricas os estudos sugerem a divisão da variação do Centro de pressão pela altura do indivíduo.

2.3.4 Métodos Clássicos

Relativamente à análise das variáveis ainda não há consenso sobre quais as variáveis do CP que devem ser usadas na avaliação do controle postural.

A análise dos dados poderá ser realizada em duas classes: uma análise Global, relacionada com a mensuração do “tamanho” dos padrões de oscilação tanto no domínio do tempo como das frequências, e uma análise estrutural na qual as subunidades dos dados posturográficos são relacionados aos processos de controlo motor.

No presente estudo poderemos dizer que foi feita uma análise Global. Segundo Baratto e col (2005) nos estudos recentes, além das variáveis identificadas por Prieto (1996), foram identificadas como significativas as seguintes variáveis: trajectória do CP e banda de frequência do estabilograma que se traduzem em dados de oscilação estatisticamente significativos para a velocidade média do CP, pico de velocidade, área de oscilação e medida da velocidade de deslocamento total. Estas variáveis parecem demonstrar grande sensibilidade para grupos de diferentes faixas etárias e grupos com diferentes condições relacionadas com a Saúde.

Segundo Fisher (2010) parece não existirem relações significativas entre a estabilidade postural e a dor, idade, tamanho do sapato e IMC. Contudo os resultados sugerem que as mulheres apresentam uma estabilidade postural mais pobre que os homens. As informações deste estudo poderão ser usadas numa perspectiva futura dos factores que influenciam a estabilidade postural.

Após a determinação da posição média de oscilação, determinando para todos os participantes as oscilações normalizadas ao centro de oscilação, as variáveis seguintes foram consideradas como as mais significativas na revisão sistemática sugerida por Duarte e Freitas (2010): DOT (deslocamento da oscilação total), desvio padrão, RMS (root mean square); ACP (amplitude do deslocamento), VMT (velocidade média total) e o método estatístico de análise dos componentes principais (elipse a 95%). Na análise espectral e para estudos em idosos, mostrou-se significativas as variáveis: frequência de pico (freq. média) e banda de frequência a 80% que parece melhor caracterizar as alterações do comportamento postural em idosos (Baratto e col 2002).

2.4 Controlo postural nos idosos

A perda gradativa da exactidão das informações sensoriais (proprioceptiva, visual e vestibular) é considerada a causa frequente da instabilidade postural no envelhecimento (Prieto e col., 1996; Romero e Stelmach, 2003).

O efeito do envelhecimento no controlo postural é motivo de debate. Estudos apontam para o declínio da estabilidade com a idade, reflectido no aumento das oscilações corporais (Benjuya e col., 2004; Prieto e col., 1996; Romero e Stelmach, 2003).

O comportamento do sistema de controlo pode ser observado a partir da distorção ou supressão de uma ou mais vias sensoriais, aplicando-se uma perturbação na superfície de apoio ou no campo visual (Shupert e Horak, 1999), de modo que a resposta a um determinado estímulo é usualmente quantificada pelo deslocamento do CP (Prieto e col., 1996). A análise estatística do CP é a forma usual de se inferir sobre o sistema de controlo, contudo, além da alta variabilidade dos parâmetros, a dinâmica do fenómeno não é considerada (Baratto e col., 2002).

A imutável acção da gravidade, contra a manutenção da postura de pé, é agravada com o tempo, tanto pelas alterações fisiológicas instaladas pelo envelhecimento natural, como pelo desenvolvimento de doenças específicas. As corridas são substituídas por caminhadas, as reacções a diferentes estímulos e em ambientes variados tornam-se mais lentas, e a coordenação motora exigida em actividades complexas ou na aprendizagem de uma tarefa nova é menos eficiente (Spirduso, 1995).

A orientação espacial dos segmentos na postura ortostática reflecte uma estratégia individual de sustentação contra a acção da gravidade, analisada em termos de compensações e assimetrias. Geralmente, pessoas acima de 60 anos apresentam uma postura caracterizada pela tendência de flexão dos segmentos, cuja severidade está correlacionada com a debilidade muscular dos membros inferiores e do tronco, com a reduzida capacidade de equilíbrio e com a intensificação de dores na região lombar e cervical da coluna (Balzini e col., 2003; Shumway-Cook e Woollacott, 1995 cit Vieira 2007).

A mobilidade funcional é um termo que se refere às estratégias utilizadas durante a marcha e para o controlo do equilíbrio no quotidiano, tais como rodar o corpo ao andar ou simplesmente permanecer em postura ortostática (Shumway-Cook e col., 1997). A reduzida mobilidade, evidente a partir dos 65 anos, gera um dos mais graves problemas de saúde em pessoas idosas, a dependência funcional. Uma deficiência na capacidade de controlo postural, cuja finalidade é a preservação da estabilidade em diferentes contextos (Shupert e Horak, 1999), além evidenciar um decréscimo da mobilidade também está relacionada ao elevado risco de queda na população idosa (Daley e Spinks, 2000),

A avaliação do controlo postural e da estabilidade em idosos saudáveis através da posturografia parece ser a medida mais promissora e sensível para uma deteção precoce de mudanças pré-clínicas no sistema de controlo postural (Vieira, 2007).

2.5 A Influência do exercício físico no Controlo Postural

Segundo estudos recentes existe algum consenso na relação positiva entre a prática de exercício físico e a melhoria do equilíbrio, controlado também ele pelo sistema neurofisiológico responsável pelo controlo postural do indivíduo.

Os autores demonstraram através do teste de *cooper* em idosos de 60 anos activos e jovens de 25 anos sedentários que, pessoas activas que praticam exercício físico, podem obter resultados equivalentes a indivíduos sedentários de quase três décadas anteriores (Barbosa, 2000).

É através das práticas de exercícios físicos que se consegue a prevenção, o tratamento e a recuperação de algumas patologias. Hoje, uma das preocupações dos investigadores está relacionada ao facto das instabilidades corporais conduzirem a síndromes vestibulares e aumento das quedas. O equilíbrio corporal, é analisado actualmente como um dos temas de maior importância para diferentes faixas etárias. Dados da literatura apontam que o equilíbrio em idosos pode ser melhorado, após 10 semanas de prática de exercícios físicos regulares. Alguns autores observaram tendência para

melhoria do equilíbrio nos idosos submetidos a um treino de força durante 12 semanas. Hoerger e Hopkins, (cit in Toraman, Erman, Agyar , 2004) observaram um aumento de 12% da mobilidade dos idosos no final de um programa de exercício físico de 12 semanas de duração. Num estudo com a modalidade hidroginástica, composto por 15 indivíduos do sexo feminino com mais de 55 anos, realizando-se pré e pós testes após 20 sessões, os autores concluíram que no equilíbrio estático houve uma melhoria estatisticamente significativa demonstrando que a hidroginástica actua rapidamente causando efeitos positivos nesta qualidade física. Esta melhoria também foi verificada em praticantes de musculação, verificando-se que a manutenção do equilíbrio relaciona-se com a prevenção e risco de quedas (Teixeira e col., 2008).

Segundo os estudos de McGibbon e col (2005) e à luz de outros estudos preliminares a este chegou-se à conclusão que a prática de Tai-chi estimula o sistema de controlo postural, o que significa que praticantes desta actividade têm uma resposta neuromuscular dos sistemas de controlo da postura e do equilíbrio mais eficiente. Este facto permite aos autores concluírem que a prática de Tai-chi poderá constituir-se como uma forma terapêutica para pessoas com problemas vestibulares diagnosticados ou com tendência a distúrbios vestibulares. Estas conclusões são determinantes para pessoas com idade superior a 60 anos, que devido ao processo natural de envelhecimento vêm comprometido os sistemas neuromusculares e a condução neuromuscular (Lephart; Fu 2000). Se esta estimulação for possível então torna-se fundamental introduzir estes programas específicos na prática de actividade física para idosos.

A prática de AF em pisos irregulares também parece ter influência no controlo postural e na regulação do sistema sensório-motor. O Engenheiro Suiço Karl Muller durante uma visita à Coreia verificou que andar em pisos irregulares, melhorava a postura e diminuía as dores na coluna. Este engenheiro passa assim a desenvolver uma tecnologia que provoca a instabilidade dos solos da Coreia ou da Savana da parte Este de África. O povo Masai caracterizado por corpos atléticos e com uma postura correcta e sem problemas de coluna inspirou a tecnologia conhecida actualmente nas solas dos sapatos MBT, que simulam uma superfície instável fazendo com que o

corpo esteja em constante oscilação e em constante reequilibração nas direcções antero-posterior e médio-lateral (Few, 2005).

3 Objectivos

3.1 Objectivos Gerais

- 1) Caracterizar o perfil de controlo postural em idosos;
- 2) Verificar as características comportamentais do controlo postural nas variáveis clássicas obtidas através do CP.

3.2 Objectivos Específicos

- 1) Quantificar e analisar as oscilações posturais de idosos durante a manutenção da postura erecta não perturbada com e sem a presença da informação visual;
- 2) Caracterizar o perfil postural em idosos praticantes e não praticantes de exercício físico;

4 Metodologia

4.1 Caracterização da Amostra

De acordo com a tabela 1, foi constituída uma amostra de 75 pessoas com idades média de 68 anos ± 6 anos, segundo a OMS, considerados idosos jovens. O sexo é predominantemente feminino (69,3%) sendo os restantes sujeitos (30,7%) do sexo masculino. Na amostra 40 elementos são praticantes de um programas exercício físico e 35 elementos são não praticantes de exercício físico - tabela 3. Os indivíduos foram informados acerca do estudo segundo o protocolo da Declaração de Helsínquia (1964), tendo dado o seu consentimento.

Tabela 1- Caracterização da Amostra- Idade, Peso e Altura

N=75	Média	Desvio padrão	Variância
Idade	68,19	6,155	37,884
Peso	69,54	10,701	114,522
Altura	1,59	.085	.007

Tabela 2- Caracterização da amostra- Sexo

	Frequência	Percentagem
Masculino	23	30,7
Feminino	52	69,3
Total	75	100

Tabela 3- Caracterização da amostra Prática de Exercício Físico

	Frequência	Percentagem
Não	35	46,7
Sim	40	53,3
Total	75	100

Foi realizada a caracterização do tipo de actividade regular e estruturada praticada pelos sujeitos avaliados. Todos os praticantes realizam pelo menos uma aula (máximo duas) estruturada de 45 min, com treino global das componentes gerais da condição física (cardiorespiratória, flexibilidade, força, equilíbrio)- ginástica de manutenção, que complementam com outras actividades conforme descrito nas tabelas 4,5,6.

Tabela 4- Praticantes de Exercício físico - Modalidades

		Frequência	Percentagem
Musculação	Não	58	77,3
	Sim	17	22,7
Hidroginástica	Não	64	85,3
	Sim	11	14,7
Tai-chi	Não	70	93,3
	Sim	5	6,7

Como o estudo se relaciona com equilíbrio e a relação entre actividades realizadas em pisos irregulares e a melhoria da componente do equilíbrio parecem estar relacionadas, verificou-se de entre os sujeitos avaliados quem realizava actividades em pisos irregulares.

Tabela 5- Realização de AF em Pisos Irregulares

	Frequência	Percentagem
Não	68	90,7
Sim	7	9,3
Total	75	100

Como a idade dos indivíduos da amostra pressupõe a existência de determinadas patologias associadas ao envelhecimento e excluindo as que condicionam severamente a realização correcta das provas de controlo postural, apresenta-se na tabelas 6, algumas características do historial clínico e historia de quedas dos indivíduos da amostra.

Tabela 6- Historial Clínico e Historial de Quedas

			Frequência	Percentagem
Problemas Osteoarticulares	N	Não	17	48,6
	Praticante	Sim	18	51,4
		Não	20	50,0
	Praticante	Sim	20	50,0
Historial de Quedas	N	Não	29	82,9
	Praticante	Sim	6	17,1
		Não	26	65
	Praticante	Sim	14	35
D. Cardiov HTA	N	Não	21	60
	Praticante	Sim	14	40
		Não	18	45
	Praticante	Sim	22	55

Verifica-se na tabela 7, a classificação do nível de actividade Física, dos sujeitos da amostra:

Tabela 7- Nível de AF da Amostra

Nível de AF	Geral	Praticantes	N Praticantes	Percentagem
Ligeira	21	2	19	28
Moderada	40	25	15	53,3
Intensa	14	13	1	18,7
Total	75	40	35	100

Verifica-se através da tabela que a actividade Física não formal pode ser de grande importância para alguns dos sujeitos avaliados no grupo dos não praticantes. Dois sujeitos com uma prática regular de AF, que poderiam supor que beneficiam de uma prática de intensidade moderada, com benefícios para a saúde, estão a desenvolver uma prática ligeira. Quinze dos sujeitos não

praticantes, realizam AF moderada. Um sujeito não praticante tem um nível de prática intensa.

De acordo com a literatura para uma avaliação utilizando a posturografia com plataforma de forças, a frequência de amostragem deve ser no mínimo o dobro da largura da banda de frequência do sinal, sendo que 20Hz seria suficiente. No entanto frequências mais altas oriundas de ruído, podem estar presentes no sinal. Assim as frequências mais altas de aquisição, tipicamente 100Hz são as mais utilizadas na prática.

4.1.1 Critérios de Exclusão

Foram considerados critérios de exclusão patologias graves nas extremidades inferiores (ex: Instabilidade crónica da anca, osteoartrite severa neuropatia periférica) doenças neurológicas ou perturbações do equilíbrio (ex: vertigens, défice grave de visão, enjoos, AVC, epilepsia) que podem dificultar a manutenção da postura durante os testes e impossibilitar a realização do teste sem ajuda , assim como as condições de saúde graves (doença cardíaca, hipertensão descontrolada, Doença Pulmonar Obstrutiva Crónica e osteoporose grave).

4.2 Instrumentos de avaliação

O questionário IPAQ (International Physical Activity Questionnaire) foi aplicado por entrevista individual e tratado de acordo com modelo internacional, validado (Benedetti e col; 2007). O IPAQ foi aplicado no sentido de caracterizar o nível de actividade física regular dos sujeitos, permitindo caracterizá-los como sedentários ou ligeiramente activos, moderadamente activos ou muito activos, de acordo com a energia dispendida durante a semana com prática de actividade física formal e informal.

Os dados do CP nas direcções antero-posterior e médio-lateral, foram obtidos através de uma plataforma de forças *Bertec Corporation*, modelo *FP4060-10* (6171 Huntley Rd., Suite J, Columbus, OH 43229, USA), ligada a um amplificador *BERTEC AM 6300*, com ganhos predefinidos e uma frequência de amostragem de 1000 Hz. O amplificador encontrava-se ligado a um conversor analógico - digital de 16 bits (marca *Biopac*). Fiabilidade: ICC = 0.88.

4.3 Procedimentos

O recrutamento dos participantes da amostra e a recolha dos seus dados pessoais foi realizado nas classes do programa de actividade física estruturado “Saúde em Movimento” em desenvolvimento no Município de Lagos. Todos os praticantes realizam pelo menos uma aula (máximo duas) estruturada de 45 min, com treino global das componentes gerais da condição física (cardiorespiratória, flexibilidade, força, equilíbrio)- ginástica de manutenção, que complementam com outras actividades (musculação, hidroginástica, tai-chi e marcha). Os restantes elementos, não praticantes, foram recrutados no Centro de Saúde, após reunião com os enfermeiros e explicação do estudo, assim como por recrutamento porta a porta, num bairro residencial. Cada participante, após explicação do estudo pretendido assinou o termo de consentimento informado. O estudo está de acordo com a declaração de Helsinquia, pelo que está aprovado pela comissão de ética saúde e bem estar da Universidade de Évora.

Após a constituição da amostra cada participante foi contactado telefonicamente e marcada entrevista e recolha de dados, no Centro de Saúde de Lagos. Cada participante respondeu ao inquérito IPAQ, assim como à descrição do seu historial clínico, por entrevista pessoal. Após esta fase inicial, foi conduzido a uma sala experimental, onde realizou as seguintes provas:

a) Determinação da altura, para ajuste do ponto de referência;

b) Determinação da base de suporte por contorno da posição dos pés, na plataforma - Antes do sujeito realizar a avaliação, foram colocadas duas folhas A3 a cobrir a plataforma. Foi pedido aos sujeitos que se posicionassem de pé junto à parede para que fosse marcado o foco. Em seguida foi pedido que se



Figura 9- Determinação dos pontos BOS

descalçassem e colocassem os pés, de forma confortável em cima da plataforma, sem ultrapassar a largura dos ombros. Com uma caneta de feltro foi marcado o contorno dos pés assim como a posição dos maleólos.

c) três ensaios, apoio bipodal com os olhos abertos, durante 60s cada ensaio. Foi solicitado que os indivíduos adoptassem a posição ortostática ao subirem para a plataforma. Em seguida, foi solicitado que cruzassem os braços sobre o peito e mantivessem a posição dos pés (na marcação efectuada) durante os ensaios (Duarte e Latash 2006); Segundo (Termoz e Winter, 2008) o 3º ensaio é importante em idosos.

d) dois ensaios, apoio bipodal com os olhos fechados, 60s cada ensaio, posição de braços cruzados na zona do peito e posição estática, com manutenção da posição dos pés.



Figura 10 - Posição Ortostática

e) descanso entre cada ensaio sempre que solicitado pelo participante no apoio bipodal com olhos abertos. Olhos fechados descanso de 30s entre ensaios.



Figura 11- Posição ensaios

4.3.1 Preparação - Pré-teste

Foi solicitado o Espaço de Jovem de Lagos para a realização de um pré-teste com a plataforma de forças que foi utilizada no estudo. Foi realizada a calibração da plataforma e testados os pré-requisitos para a recolha de



Figura 12- Disposição dos materiais de avaliação

dados. Foram feitas 8 simulações de recolha de dados com filmagem num total de 89 ensaios.

Após o pré-teste e com prévia aprovação por escrito do agrupamento de centros de saúde do Barlavento Algarvio foi cedida uma sala exclusivamente para a recolha de dados do estudo, no Centro de Saúde de Lagos, de forma a que não fosse influenciado por factores externos, não controlados.

A sala foi preparada previamente com posicionamento da plataforma a 1,5 m da parede, onde foi colocado o marcador visual. Os fios foram cobertos com fita para evitar quedas e foi realizada a ligação da plataforma à aplicação no software do computador LG T380.

Foram colocadas duas cadeiras de apoio e um tapete para evitar tropeções. A máquina de filmar foi colocada num ponto fixo (canto da sala) e foi accionada por comando remoto em cada experiência.



Figura 13- Disposição da Sala de Avaliação

4.4 Factores e variáveis de influência no estudo

A) Posturografia

Um factor limitante da posturografia é a grande variabilidade das medidas utilizadas na avaliação postural (tais como CP) o que pode prejudicar a interpretação dos resultados como distinção entre normal e anormal, risco de quedas, efeito de tratamento, e controlo postural de diferentes populações (adultos, idosos, portadores de Parkinson) entre outros.

Várias repetições da mesma tarefa poderá provocar um efeito de aprendizagem o que leva a uma progressiva redução da oscilação corporal. Neste caso as recentes recomendações após estudos de fiabilidade de dados (Lafond, 2002, Corriveau, 2003) sugerem a realização de 2 a 4 colectas de dados do CP com um tempo de 60 a 120s. O tempo de 30s, presente em alguns estudos pode ser suficiente, contudo tempos inferiores a 60s na postura

erecta semi-estática pode levar a conclusões erróneas, devido à grande variabilidade e não estacionariedade do sinal do CP. Um tempo muito superior pode levar o indivíduo à fadiga e consequentemente a alteração nos resultados.

B) Condições ambientais

A avaliação postural pode ser feita dentro de um laboratório, clínica ou em ambientes abertos no caso da avaliação de campo. No entanto é necessário que as condições ambientais sejam propícias para a avaliação. Para estudos desta natureza é necessário ter em conta parâmetros como a atenção do indivíduo (este deverá fixar o olhar numa marca na direcção do campo visual colocada entre 1 a 3m, que no caso de idosos quanto menor for a distância melhor será a capacidade de estar atento). Além da atenção deverão ser tidas em consideração a acuidade visual, a luminosidade e a localização e tamanho do estímulo, dentro do campo visual.

C) Variáveis

C1) Base de Suporte

A padronização do posicionamento dos pés torna-se muito importante na investigação do controlo postural (Chiari e col.,2002).

Essa padronização pode ser estabelecida em relação à posição dos pés em função do afastamento dos calcanhares e em função do ângulo de abertura formado entre os pés. No entanto, o uso de tal padronização não leva em consideração as características particulares de cada indivíduo e pode gerar a adopção de ajustes posturais pela nova posição dos pés. O uso de uma posição confortável escolhida pelo participante pode ser uma opção. No entanto, o avaliador deve observar se a distância escolhida não ultrapassa a largura dos ombros, considerada uma posição natural. A estabilidade corporal também é inversamente relacionada à altura do CG e desta forma as medidas em posturografia são afectadas por características antropométricas dos indivíduos (Chiari e col.,2002). Neste sentido, deve-se tomar extremo cuidado na selecção e interpretação das medidas em posturografia.

C2) Trajectória

A variável da trajectória do CP representa o ‘tamanho’ ou comprimento da trajectória do CP sobre a base de suporte. Muitas vezes essa variável é denominada pelo deslocamento da oscilação total, DOT (Kantner e col., 1991 cit in Duarte e Freitas; 2010). O DOT é calculado considerando-se o deslocamento do CP na direcção antero-posterior e médio-lateral, respectivamente CP ap e CP ml. Em *Matlab*, a seguinte expressão pode ser aplicada:

$$DOT = \text{sum}(\text{sqrt}(CPap.^2 + CPml.^2));$$

C3) Desvio Padrão

O desvio padrão do CP representa a dispersão do deslocamento do CP da posição média durante um intervalo de tempo. Em *Matlab*, o desvio padrão do CP pode ser calculado para cada direcção por:

$$SDap = \text{std}(CPap); \quad SDml = \text{std}(CPml);$$

C4) RMS (‘Root Mean Square’)

Se o sinal do CP tem média zero (o que usualmente ocorre, pois a média do sinal é comumente removida como descrito anteriormente) RMS e desvio padrão fornecem o mesmo resultado. No entanto, diferentes autores preferem utilizar ou o termo RMS ou o termo desvio padrão para esta mesma medida. O RMS do sinal pode ser calculado por:

$$RMSap = \text{sqrt}(\text{sum}(CPap.^2)/\text{length}(CPap));$$
$$RMSml = \text{sqrt}(\text{sum}(CPml.^2)/\text{length}(CPml));$$

C5) Amplitude de deslocamento do CP

A amplitude de deslocamento do CP é a distância entre o deslocamento máximo e mínimo do CP para cada direcção. Em *Matlab*, a amplitude de deslocamento do CP (ACP) pode ser calculada por:

$$ACPap = \text{max}(CPap) - \text{min}(CPap);$$
$$ACPml = \text{max}(CPml) - \text{min}(CPml);$$

C6) Área

A variável área estima a dispersão dos dados do CP pelo cálculo da área do estatocinesigrama. Há diferentes maneiras de se calcular esta área e uma das mais comuns é por meio do método estatístico análise dos componentes principais. Por esse método, é possível o cálculo de uma elipse que engloba uma determinada percentagem (por exemplo, 95%) dos dados do CP, sendo que os dois eixos desta elipse são calculados a partir das medidas de dispersão dos sinais do CP. O código abaixo calcula a área da elipse que contém 95% dos dados do CP:

```
V = cov(CPap,CPml);
[vec,val] = eig(V);
axes = 2.4478*sqrt(svd(val));
Area = pi*prod(axes);
```

C7) Velocidade Média e Velocidade Média Total (VMT)

A velocidade de deslocamento do CP determina quão rápidos foram os deslocamentos do CP. A velocidade média (VM) é calculada para cada direcção do CP separadamente com a seguinte expressão em *Matlab* (onde 'freq' representa a frequência, em Hertz, de aquisição do sinal do CP):

```
VMap = sum(abs(diff(CPap)))*freq/length(CPap);
VMml = sum(abs(diff(CPml)))*freq/length(CPml);
```

A velocidade média total (VMT) é calculada pela trajectória dos deslocamentos do CP (DOT) nas duas direcções dividida pelo tempo total da tentativa. O seguinte código em *Matlab* calcula a VMT a partir dos dados do CP:

```
VMT=sum(sqrt(diff(CPap).^2+diff(CPml).^2))*freq/length(CPap);
```

C8) Análise no domínio de frequências

A análise de Fourier permite decompor um sinal qualquer como uma somatória de funções seno e cosseno com diferentes amplitudes, frequências e fases.

Dessa forma, é possível obter informações sobre as frequências que compõem um sinal. Esse processo também é chamado de análise espectral e o resultado dessa análise é referido como o espectro do sinal original. Em termos práticos, a análise espectral é extremamente dependente do algoritmo e de seus parâmetros de entrada o que dificulta a comparação dos resultados.

Particularmente para a análise do sinal do CP, não há um consenso na literatura e por conseguinte esses resultados apresentam grandes variações na literatura. Para obter estimativas das características de frequência do sinal do CP, o método do periodograma de *Welch* pode ser utilizado no *Matlab*. A frequência predominante ou de pico é a frequência que possui maior amplitude de todas as frequências que compõem o espectro.

A ideia fundamental é que a estabilização postural é garantida pelo mecanismo de feedforward e assim, o processo de controlo é baseado em uma sequência de comandos motores antecipatórios. As curvas de densidade da oscilação são construídas pela contagem do número de amostras consecutivas da trajectória do CP que caem dentro de um círculo de raio conhecido. Ao contrário do modelo proposto por Collins e col.(1995b), Baratto e col (2002) assumiram que as trajectórias do CP são incompatíveis com o movimento Browniano. As curvas de densidade da oscilação são caracterizadas por picos representando instantes de tempo, em que o momento de força no tornozelo e os comandos motores são relativamente estáveis e por valores, representando os instantes de tempo, em que o momento de força no tornozelo muda rapidamente de um valor estável para outro. Nas duas análises anteriores, (Baratto e col.,2002; Collins e De Luca, 1993), diversas variáveis podem ser extraídas. Porém, baseado em Baratto e col. (2002) apenas duas delas seriam recomendadas na análise postural: a amplitude média dos picos e a distância média entre um pico. A análise estrutural proposta por Duarte e Zatsiorsky (1999) é baseada na ideia de que a trajectória do CP não é puramente estocástica e que é possível identificar padrões consistentes através de uma

análise no domínio espacial do estatocinesigrama e uma análise no domínio temporal do estabilograma. Tal análise é indicada somente para avaliação postural de longa duração como proposto pelo paradigma da postura irrestrita. Essa análise estrutural tem sido aplicada em estudos em diferentes condições e diferentes populações.

Baratto e col.(2002) sugerem que a banda de frequência com 80% da potência espectral é a que melhor caracteriza as alterações do sistema de controlo postural. Além da análise nestas frequências, é comum a utilização da frequência média e frequência mediana do sinal. A seguir, é mostrado um exemplo de código para este cálculo:.

```
nfft = round(length(CPap)/2);  
[p,f]=psd(CPap,nfft,freq,nfft,round(nfft/2),'mean');  
[m,peak] = max(p);  
area = cumtrapz(f,p);  
F50 = find(area >= .50*area(end));  
F80 = find(area >= .80*area(end));  
% Variáveis:  
Fmedia = trapz(f,f.*p)/trapz(f,p);  
Fpico = f(peak);  
F50 = f(F50(1));  
F80 = f(F80(1));
```

4.5 Análise Estatística

Foi utilizado o programa SPSS versão 15 para tratamento das variáveis ao nível da estatística descritiva e nível de significância.

Foram realizadas as médias, desvios padrão, e frequências das variáveis que caracterizam a amostra.

De acordo com os dados do IPAQ, os indivíduos são caracterizados por realizar actividades ligeiras, sempre que realizem algum dispêndio energético nas actividades de vida diária. Como os sujeitos da amostra são todos independentes são logo à partida considerados como praticantes de actividade física ligeira.

AF Ligeira- Todos os indivíduos que não se integrem nas restantes categorias.

AF Moderada- 3 ou + dias de AF vigorosa num mínimo de 20 min. 5 ou + dias de AF moderada ou Marcha pelo menos 30 minutos por dia. 5 ou + dias de

uma combinação de Marcha, AF de intensidade Moderada ou intensa num mínimo de 20 min. Total de AF pelo menos 600 MET-min/Sem.

AF Intensa- AF vigorosa em pelo menos 3 dias, no tempo mínimo previsto. Total de AF 1500 MET-min/Semana ou 7 dias de qualquer combinação de Marcha, AF moderada ou intensa atingindo o mínimo. Total de pelo menos 3000 MET-min/Semana.

Os indivíduos foram caracterizados quanto ao nível de actividade física. 1- praticantes de AF ligeira, 2- praticantes de AF moderada e 3- praticante de AF intensa.

A amostra foi dividida em dois grupos: praticantes de Exercício físico e não praticantes de Exercício físico. Exercício físico foram considerados os sujeitos integrados no projecto “Saúde em Movimento” da autarquia de Lagos que realizam Exercício físico pelo menos 2 x por semana com a duração de 45 minutos, nas modalidades de ginástica de manutenção, treino de força, hidroginástica e Tai-chi, adaptadas à sua idade e condição de saúde. Os participantes podem praticar mais do que uma das modalidades descritas.

A parte experimental consistiu em 3 ensaios com os olhos abertos e 2 ensaios com os olhos fechados. O primeiro ensaio de OA foi considerado pré-teste e não foi considerado na análise estatística. Para o 2º e 3º ensaios foi calculada a média aritmética, assim como no 1º e 2º ensaios de olhos fechados. Esta média foi calculada para todas as variáveis obtidas através da análise do CP.

Para testar o grau de significância das variáveis aplicou-se o teste t, visto cada grupo ter um número de participantes superior a 30 elementos, as amostras serem consideradas independentes e os valores das variáveis surgirem como médias dos valores obtidos. Foi considerado um nível de significância de 95%.

Após este teste e considerando que pudessem existir diferenças significativas entre os vários níveis de actividade Física, testou-se a normalidade da amostra de acordo com esta divisão. Uma vez que a normalidade não foi encontrada para todas as categorias de análise, e uma vez

não podendo ser aplicada a ANOVA, realizou-se o teste não paramétrico de Kruskal- Wallis, para um nível de significância de 95%.

Foi aplicado o teste de Levene, sempre que necessário, para testar a igualdade das variâncias e permitir alguma fundamentação dos testes utilizados.

Uma vez testada esta característica, foi realizada uma análise comparativa para amostras emparelhadas na qual, também para um nível de significância de 95% tentou perceber-se entre praticantes de Exercício físico e não estruturada se existiam diferenças significativas entre realizar os ensaios de olhos abertos ou olhos fechados.

Após esta comparação tentou-se perceber até que ponto existiam diferenças significativas nos resultados de olhos abertos e olhos fechados para os praticantes de Tai-chi, para os praticantes de AF em pisos irregulares e para os restantes sujeitos da amostra. O teste foi possível porque em ambos existia amostra igual ou superior a cinco elementos de modo a garantir a mínima fiabilidade nos resultados.

5 Apresentação dos Resultados

5.1 Resultados

Após o tratamento dos dados recolhidos, chegam-se aos resultados apresentados nas tabelas.

Tabela 8- Variáveis CP- DOT

	DOT	DOT	DOT	DOT	DOT
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	11,085±3,632	10,658±3,648	11,412±3,835	11,938±3,626	12,164±3,435
Sim	9,760±3,514	9,823±2,799	10,169±3,874	9,921±3,206	10,321±3,451

Valores expressos em Média ± SD; (mm)

Pelos dados da tabela 8, verifica-se que o deslocamento da oscilação total é superior nos não praticantes dos que nos praticantes. O maior deslocamento verifica-se no segundo ensaio com os olhos fechados e é maior nos não praticantes.

Tabela 9- Variáveis CP- RMS- plano de oscilação ap

	RMSap	RMSap	RMSap	RMSap	RMSap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.004±.001	.003±.001	.004±.001	.004±.001	.004±.001
Sim	.003±.001	.003±.001	.003±.001	.003±.001	.003±.001

Valores expressos em Média ± SD ; (mm)

Tabela 10- Variáveis CP- RMS- plano de oscilação ml

	RMSml	RMSml	RMSml	RMSml	RMSml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.001±.000	.001±.001	.001±.001	.001±.007	.001±.000
Sim	.001±.000	.001±.000	.001±.000	.001±.000	.001±.000

Valores expressos em Média ± SD; (mm)

Relativamente aos dados obtidos nas tabelas 09 e10 não se verificam em termos estatísticos muitas diferenças entre os dois grupos e os dois planos.

Apresentação de Resultados

Tabela 11- Variáveis CP- ACP- plano de oscilação ap

	ACPap	ACPap	ACPap	ACPap	ACPap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.021±.005	.020±.005	.023±.006	.025±.009	.024±.007
Sim	.020±.006	.020±.005	.021±.007	.022±.007	.023±.008

Valores expressos em Média ± SD; (mm)

Tabela 12- Variáveis CP-ACP- plano de oscilação ml

	ACPml	ACPml	ACPml	ACPml	ACPml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.009±.004	.011±.008	.011±.008	0.010±0.004	0,010±0,004
Sim	.007±.003	.009±.005	.009±.004	.007±.002	.009±.003

Valores expressos em Média ± SD; (mm)

De acordo com as tabelas 11 e 12 verificam-se diferenças entre os dois grupos que são maiores no plano de oscilação médio-lateral que no plano de oscilação antero-posterior. Os praticantes apresentam valores inferiores aos não praticantes.

Tabela 13-Variáveis CP- Area no plano de oscilação ap

	Area ap	Area ap	Area ap	Area ap	Area ap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000
Sim	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000

Valores expressos em Média ± SD; (mm²)

Tabela 14- Variáveis CP- Área no plano de oscilação ml

	Area ml	Area ml	Area ml	Area ml	Area ml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000
Sim	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000	.000±.000

Valores expressos em Média ± SD; (mm²)

Verifica-se pela tabela que as diferenças são imperceptíveis. A uniformização do critério a três casas decimais não permite verificar diferenças nesta variável uma vez que os praticantes de AF têm uma área menor do

Apresentação de Resultados

traçado do establograma sendo a diferença maior no plano de oscilação médio –lateral, quando verificados os valores a cinco casas decimais.

Tabela 15- Variáveis CP- Velocidade Média no plano de oscilação ap

	VM ap	VM ap	VM ap	VM ap	VM ap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.006±.002	.006±.002	.006±.002	.008±.003	.008±.003
Sim	.006±.002	.006±.002	.006±.001	.007±.002	.007±.002

Valores expressos em Média ± SD; (mm/s)

Tabela 16- Variáveis CP- Velocidade Média no plano de oscilação ml

	VM ml	VM ml	VM ml	VM ml	VM ml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.002±.000	.002±.001	.002±.001	.003±.001	.003±.001
Sim	.002±.000	.002±.000	.003±.001	.003±.000	.003±.001

Valores expressos em Média ± SD; (mm/s)

Nas tabelas 15 e 16 verificam-se diferenças entre praticantes e não praticantes, na posição de olhos fechados, em ambos os planos de deslocamento, sendo a velocidade ligeiramente superior nos não praticantes.

Tabela 17- Variáveis CP- Velocidade Média Total

	VMT	VMT	VMT	VMT	VMT
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.007±.026	.007±.002	.007±.002	.009±.003	.009±.003
Sim	.007±.002	.007±.002	.007±.002	.008±.003	.008±.002

Valores expressos em Média ± SD; (mm/s)

Na tabela 17 verificam-se as maiores diferenças entre praticantes e não praticantes na Velocidade Média Total com os olhos fechados, sendo superior para os não praticantes.

Apresentação de Resultados

Tabela 18- Variáveis CP- Frequência Média de oscilação no plano ap

Praticante	FM ap OA1	FM ap OA2	FM ap OA3	FM ap OF1	FM ap OF2
Não	.252±.109	.247±.083	.240±.096	.281±.096	.271±.096
Sim	.256±.094	.260±.089	.249±.078	.301±.095	.306±.093

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Tabela 19- Variáveis CP- Frequência Média de oscilação no plano ml

Praticante	FM ml OA1	FM ml OA2	FM ml OA3	FM ml OF1	FM ml OF2
Não	.299±.137	.295±.105	.291±.103	.330±.122	.302±.102
Sim	.367 ±.113	.343±.122	.334±.128	.410±.143	.368±.146

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Nas tabelas 18 e 19 as maiores diferenças verificam-se na posição de olhos fechados no plano de oscilação médio-lateral, sendo superior nos praticantes.

Tabela 20- Variáveis CP Espectro de Freq - Fpico- plano de oscilação ap

Praticante	Fpico ap OA1	Fpico ap OA2	Fpico ap OA3	Fpico ap OF1	Fpico ap OF2
Não	.076±.095	.061±.056	.061±.056	.074±.056	.069±.060
Sim	.074 ±.064	.096±.100	.069±.106	.085±.107	.088±.091

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Tabela 21- Espectro de Frequências - Fpico- plano de oscilação ml

Praticante	Fpico ml OA1	Fpico ml OA2	Fpico ml OA3	Fpico ml OF1	Fpico ml OF2
Não	.071±.145	.066±.071	.056±.074	.072±.094	.091±.153
Sim	.115 ±.192	.066±.103	.077±.147	.099±.200	.089±.157

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Parece não se verificarem grandes diferenças, conforme os resultados nas tabelas 20 e 21, contudo neste espectro de frequência os praticantes parecem obter resultados superiores aos não praticantes.

Apresentação de Resultados

Tabela 22- Espectro de Frequências – F50- plano de oscilação ap

	F50ap	F50 ap	F50 ap	F50 ap	F50 ap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.176±.115	.163±.074	.152±.071	.185±.072	.181±.079
Sim	.176 ±.084	.179±.108	.164±.077	.213±.081	.208±.085

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Tabela 23- Espectro de Frequências – F50- plano de oscilação ml

	F50 ml	F50 ml	F50 ml	F50 ml	F50 ml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.236 ±.181	.229 ±.136	.212±.151	.269±.169	.235±.148
Sim	.289 ±.182	.261±.175	.265±.182	.339±.199	.287±.203

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Nas tabelas 22 e 23 verificam-se as maiores diferenças entre os dois grupos com os olhos fechados , no plano de oscilação médio lateral, sendo os resultados superiores para o grupo dos praticantes.

Tabela 24- Espectro de Frequências – F80- plano de oscilação ap

	F80 ap	F80 ap	F80 ap	F80 ap	F80 ap
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.398±.195	.402±.159	.402±.210	.453±.210	.447±.198
Sim	.406±.187	.414±.158	.401±.136	.487±.185	.501±.195

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Tabela 25- Espectro de Frequências – F80- plano de oscilação ml

	F80 ml	F80 ml	F80 ml	F80 ml	F80 ml
Praticante	OA1	OA2	OA3	OF1	OF2
Não	.501 ±.233	.516 ±.192	.523±.177	.560±.169	.524±.172
Sim	.664 ±.171	.606±.195	.592±.212	.693±.206	.656±.225

Valores expressos em Média ± SD; (Hz)

Verificam-se as maiores diferenças com os olhos fechados e no plano de oscilação médio lateral, obtendo os praticantes valores superiores aos não

Apresentação de Resultados

praticantes em todos os resultados no plano de oscilação médio lateral, conforme resultados das tabelas 24 e 25.

Através da estatística descritiva podemos verificar as diferenças ao nível das médias e desvio padrão, assim como da variância, das variáveis em estudo. Como estas medidas não são rigorosas o suficiente para se poderem retirar conclusões fiáveis procedeu-se ao tratamento de dados com o fim de analisar se as diferenças são significativas em função de um grau de significância de 95%.

Para estes cálculos foi desprezado o valor do primeiro ensaio de olhos abertos e calculada a média entre os dois ensaios de olhos abertos e olhos fechados.

Tabela 26- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias entre praticantes e não praticantes, na condição de Olhos Abertos e Olhos Fechados;

	Sig. (2 tailed) p<0,05
DOT OF	.013
RMS ml OF	.006
ACP ml OF	.013
Area ml OF	.007
FM ml OF	.008
F80 ml OF	.002

Após comprovada a igualdade das variâncias, com o teste de Levene, foi aplicado o teste t.

Apresentação de Resultados

Através da análise da tabela 26 podemos verificar que as diferenças significativas entre praticantes e não praticantes de Exercício físico para $p < .05$ encontram-se no DOT- OF (.013), RMS- OF (.006), ACP-OF (.013), area ml OF (.008) e F80 ml OF (.002).

Tabela 27- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os Praticantes de AF

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	$p < 0,05$
ACP ap	.027
ACP ml	.028
Area	.000
VM ap	.000
VMT	.000
FM ap	.000
F50 ap	.001
FM ml	.002
F50 ml	.031
F80 ml	.001

Tabela 28- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os Não Praticantes de AF

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	p<0,05
RMS ap	.005
ACP ap	.026
Area	.000
VM ap	.000
VM ml	.028
VMT	.000
area ap	.026
FM ap	.016
F50 ap	.032

Nas tabelas 27 e 28 verifica-se que existem diferenças entre olhos abertos e olhos fechados para os praticantes nas variáveis ACP ap, ACP ml, Área, VM ap, VMT, FM ap, F50 ap, F80 ap, Fm ml, F50 ml e F80 ml e para os não praticantes nas variáveis RMS ap, ACP ap, Área, VM ap, VM ml, VMT, área ap, FM ap e F50 ap.

Apresentação de Resultados

Tabela 29- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os Praticantes de Tai-chi

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	p<0,05
Area	.017
VM ap	.025
VMT	.030
F80 ap	.016

Tabela 30- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os não Praticantes de Tai-chi

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	p<0,05
RMS ap	.003
ACP ap	.006
Area	.000
VM ap	.000
VM ml	.008
VMT	.000
area ap	.016
FM ap	.000

Apresentação de Resultados

F50 ap	.000
F80 ap	.000
FM ml	.002
F50 ml	.024
F80 ml	.004

Nas tabelas 29 e 30 verificou-se a relação entre os resultados das variáveis, a condição de OA e OF e a prática de tai-chi. Os sujeitos que praticam apresentaram diferenças significativas para Area, VM ap, VMT e F80 ap enquanto que os sujeitos que não praticam a modalidade apresentaram diferenças significativas para RMS ap, ACP ap, Área, VM ap, VM ml, VMT, área, FM, F50 ap, F80 ap, F50ml e F80 ml.

Tabela 31- Resultados significativos da aplicação do Teste T para a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os Praticantes de AF em pisos irregulares

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	p<0,05
Area	.044
VM ap	.009
VMT	.007

Tabela 32- Resultados significativos da aplicação do Teste T para testar a igualdade das médias em amostras emparelhadas – OA vs OF para os não Praticantes de AF em pisos irregulares

OA vs OF	Sig. (2 tailed)
	p<0,05
RMS ap	.006
ACP ap	.005
Area	.000
VM ap	.000
VMT	.000
area ap	.035
FM ap	.000
F50 ap	.000
F80 ap	.000
FM ml	.001
F50 ml	.040
F80 ml	.000

Nas tabelas 31 e 32 verificou-se a relação entre a condição de OA e OF e a realização de AF em pisos irregulares. Para os praticantes em pisos irregulares as diferenças verificaram-se para a Area a VM ap e a VMT enquanto que para os não praticantes em pisos irregulares verificaram-se diferenças para RMS ap, ACP ap, Area, VM ap, VMT, área, FM ap, F50ap, F80ap, FM ml, F50ml e F80ml;

Para relacionar os níveis de AF, com a condição de olhos abertos e olhos fechados e as variáveis de estudo testou-se a homogeneidade das variâncias para aplicação da ANOVA. Verificou-se que não existia homogeneidade das variâncias e não se verificou a normalidade da distribuição, procedendo-se aos testes não paramétricos.

Tabela 33- Resultados significativos da aplicação do teste Kruskal Wallis para os níveis de AF e as variáveis DOT e RMS

	DOT OF	RMS ap OF	RMSml OF
Asymp. Sig.	.008	.014	.016

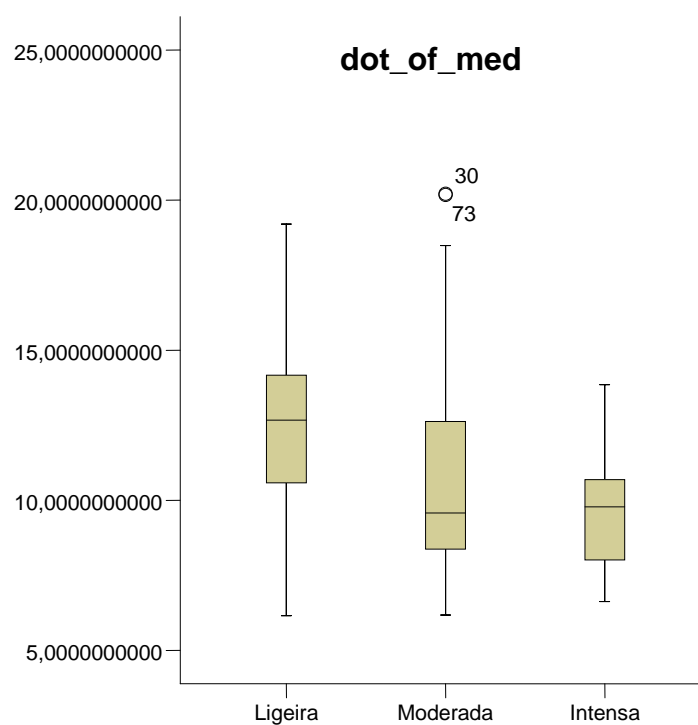


Figura 14- Gráfico caixa de bigodes nível de AF e DOT OF

Tabela 34- Resultados significativos da aplicação do teste Kruskal Wallis para os níveis de AF e as variáveis da Area

	Area OF	area ap OF	area ml OF
Asymp Sig	.021	.021	.006

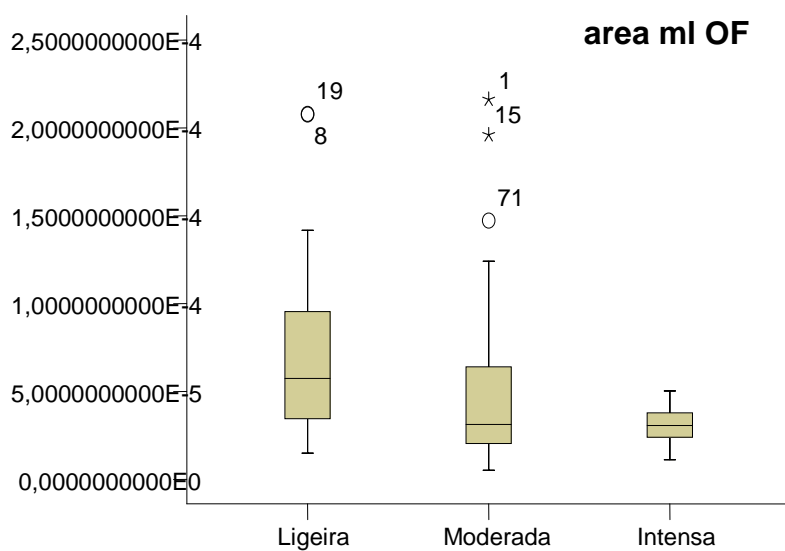


Figura 15- Gráfico caixa de bigodes nível de AF e área ml OF

Tabela 35- Resultados significativos da aplicação do teste Kruskal Wallis para os níveis de AF e as variáveis de Frequência;

	FM ap OA	FM ml OF	F80 ml OF
Asymp Sig	.035	.018	.003

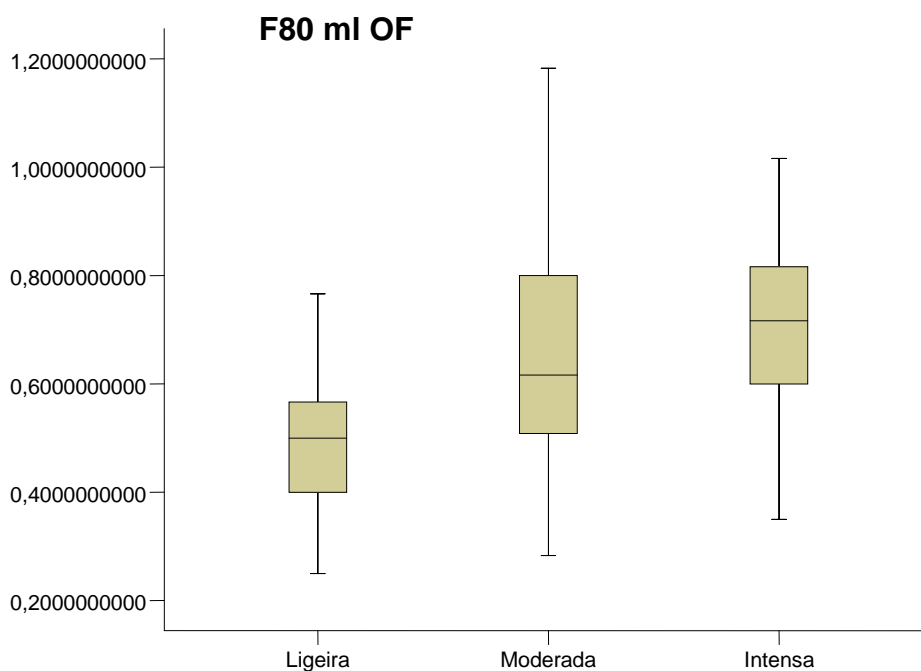


Figura 16- Gráfico caixa de bigodes nível de AF e F80ml OF

Nas tabelas 33 , 34 e 35 verificou-se que existe relação significativa entre o nível de actividade física (Ligeira, Moderada e Intensa) e as variáveis em estudo DOT, RMS ap e ml, Area OF, area ap OF, area ml OF, FM ap OA, FM ml OF, F80 ml OF. Os gráficos nº 14, 15 e 16 mostram a distribuição dos valores mais significativos, em torno do valor médio relativos aos níveis de actividade física.

6 Discussão dos Resultados

De acordo com os resultados deste estudo verificam-se diferenças entre a condição de Olhos abertos e Olhos fechados, sendo que as oscilações são maiores na condição de olhos fechados. Corroboram com estes resultados os estudos de Duarte e Zatriorsky (2002), Freitas e Barela (2003), Gandra e col (2003), Monteiro, F (2005), nos quais se verifica um aumento das oscilações em OF, em idosos. Estes estudos apontam como justificação a dependência significativamente maior do campo de visão, a menor capacidade de adaptação a uma condição nova, a utilização da visão para correcção da postura e uma maior solicitação da visão na manutenção da estabilidade postural pois nesta fase da vida os outros sistemas sensoriais como o sistema vestibular e somatosensorial podem estar comprometidos.

Os resultados revelam diferenças significativas não só entre a condição de Olhos abertos e Olhos fechados mas também entre os planos de deslocamento médio lateral (ML) e antero posterior (AP), nas variáveis em estudo. As oscilações ML apresentam valores superiores às oscilações AP. Este facto poderá ser justificado pela dificuldade em aplicar estratégias de ajuste postural no controlo da postura erecta, como é exemplo a estratégia do quadril, mais prevalente em idosos (Duarte, 2000), que são realizadas no plano antero posterior. Estudos comprovam uma maior tendência do corpo dos idosos em cair para a frente, e para o lado esquerdo (Barauna, 2004). Esta situação pode estar associada à diminuição dos limites de estabilidade antero-posteriores, contribuindo para tal a postura característica dos idosos (projectão da cabeça para à frente com alteração do centro de gravidade), diminuição do tempo de reacção e dificuldade em aplicar estratégias de controlo postural nas quedas para a frente. As quedas para o lado, ainda que menos frequentes que as quedas para a frente (visto o plano de deslocamento do corpo ser feito no plano antero posterior), poderão ser mais incapacitantes para os idosos. Esta situação poderá ser justificada pela dificuldade e diminuição na produção de reacções antecipatórias e de ajustamentos de controlo da postura, assim como uma diminuição mais acentuada dos limites de estabilidade neste plano, verificada por um aumento das oscilações no plano médio-lateral. Como se verificou um aumento de oscilações ML também em praticantes de exercício

físico, os resultados obtidos poderão evidenciar que para a manutenção dos limites de estabilidade e diminuição do risco de quedas será necessário uma estimulação específica das reacções posturais e do equilíbrio, no plano médio-lateral.

Verificaram-se diferenças no DOT (Deslocamento da Oscilação Total), sendo maior para os não praticantes de Exercício físico no 2º ensaio de OF, na ACP (Amplitude do deslocamento) ML, na área no plano ML, na VM (Velocidade Média) OF e na VMT (Velocidade Média Total) de OF . A prática de exercício físico estará desta forma relacionada com as diferenças encontradas nestas variáveis.

Na Frequência Média de oscilação, na Frequência de pico e na F80 OF ML verificou-se que os praticantes apresentam frequências de oscilação mais elevadas, podendo caracterizar um sistema de controlo postural em actividade, procurando através das oscilações e do sistema de retro alimentação a manutenção da postura. De acordo com Prieto e col.(1996), velocidade e área reflectem, respectivamente, o nível de actividade reguladora e a estabilidade atingida e desta forma o nível de actividade do sistema de controlo postural, enquanto os parâmetros espectrais relacionam tais características. Segundo Baratto e col. (2002) o incremento da F80 para os idosos pode ser compreendido pelo aumento da margem de segurança do centro de pressão em relação ao centro de gravidade, a variável controlada, uma vez que o CP e o CG não apresentam diferença de fase, tanto quando se admite um sistema de controlo activo operando através de mecanismos antecipatórios, como um sistema passivo regulado pela rigidez dos tecidos biológicos (Winter e col., 1998). Van Emmerik e Van Wegen (cit in Mattos, 2006) relatam que de acordo com a teoria dos sistemas dinâmicos os sujeitos com maior amplitude ou maior velocidade de oscilação, podem apresentar um melhor controlo na manutenção do equilíbrio postural.

Das diferenças encontradas verifica-se que são significativas para praticantes e não praticantes na condição de Olhos Fechados e nas variáveis DOT, RMS , ACP, área ML, F80ml.

Quando comparadas as condições de OA e OF e relacionadas com a prática de Exercício físico verifica-se que embora se encontrem alterações para as mesmas variáveis com a supressão da visão, verificam-se diferenças

significativas na ACP ML, F50ML e F80ML apenas nos praticantes e na RMS ap e VM ML, apenas nos não praticantes. A oscilação ML é uma componente que se não for trabalhada especificamente não se enquadra num padrão normal de deslocamento do indivíduo, podendo os indivíduos nesta posição necessitar de reestruturar as suas aferências em função da supressão da visão. A VM parece ser uma variável influenciada pela idade e neste estudo pela prática de exercício físico. Comparando mulheres entre 20 e 80 anos, Choy e col. (2003) associaram a instabilidade com o aumento da velocidade média do CP, significativo a partir dos 60 anos, tanto para olhos abertos como fechados. A supressão da visão provocou a mesma tendência neste grupo, explicada pelos autores como o aumento da dependência da informação visual com o avanço da idade.

Relativamente à prática de Tai-chi, modalidade com características específicas para o treino da postura e equilíbrio, quando comparados os praticantes e não praticantes de AF e verificadas as diferenças com supressão da visão, verifica-se que os praticantes apresentam um maior controlo evidenciado pela não evidência de diferenças significativas na mudança de condição – OA-OF. Contudo entre praticantes e não praticantes verificam-se diferenças comuns para a Area, VM ap, VMT, F80 ml, que parecem estar relacionadas mais com o processo de envelhecimento do que com a prática de actividade física. Segundo Vieira (2007) das variáveis globais, apenas a F80 diferenciou os idosos dos demais grupos, indicando a presença de oscilações posturais de frequência mais elevada. As altas frequências de oscilação são normalmente correlacionadas à faixa de actuação do SCP, enquanto as baixas frequências ($< 0,4$ Hz) correspondem aos movimentos do CG, de modo que as alterações da F80 parecem reflectir mudanças no comportamento do sistema de controlo postural (cit Caron e col., 1997; Baratto e col., 2002).

Relativamente à prática de actividades em pisos irregulares verificou-se que os praticantes apresentam diferenças na condição de OA e OF apenas na Area, VM ap e VMT que parecem ser variáveis influenciadas pela idade (Prieto, 1996; Duarte, 2010) enquanto que os não praticantes, além das variáveis verificadas nos praticantes, apresentaram diferenças significativas no RMS ap, ACP ap, FM ap, F50 ap, F80 ap, F50 ml, e F80 ml. Os praticantes de actividades em pisos irregulares, contrariamente às outras variáveis de análise

não demonstraram diferenças entre as oscilações nos planos AP e ML, visto estarem continuamente a realizar ajustes nos dois planos.

Relativamente ao nível de actividade física dos sujeitos e tentando perceber a relação entre praticantes de AF ligeira, AF moderada e AF intensa, verifica-se que as diferenças são significativas para DOT OF, RMS ap OA, RMS ML OF, area OF, area AP OF, area ML OF, Fm ML, OA, Fm ML OF, F80ML OF, variáveis que poderão ser influenciadas não só pela prática de exercício físico como pela intensidade com a qual o exercício é praticado.

7 Limitações

Apesar do estudo ter sido criterioso ao nível dos procedimentos, uma vez que se trata da caracterização do perfil de controlo postural numa população idosa com alterações osteoarticulares significativas que podem influenciar os CP e CG, poder-se-ia ter procedido a uma caracterização da postura relativamente aos desvios da coluna, à inclinação do corpo durante os ensaios e aos movimentos oscilatórios. Esta observação poderia ter sido efectuada por análise pormenorizada dos vídeos realizados em cada um dos ensaios.

8 Conclusões

Considerando os objectivos deste estudo e de acordo com os resultados obtidos nos sujeitos da amostra deste estudo, conclui-se que :

Existem diferenças significativas no perfil postural dos idosos de acordo com a condição Olhos abertos/Olhos fechados, obtendo resultados de maior deslocamento do CP em condição de olhos fechados e nas medidas de oscilação médio lateral;

Existem diferenças significativas entre os sujeitos da amostra, nas variáveis de análise clássica, que parecem estar associadas ao processo de envelhecimento e de acordo com as comparações realizadas, com a prática ou não de exercício físico. De acordo com o estudo as variáveis clássicas que são sensíveis a essas diferenças são o deslocamento de oscilação total - DOT, sendo maior para os não praticantes de exercício físico no 2º ensaio de OF, na amplitude do deslocamento ACP ml, na área no plano ml, na VM OF, na VMT de OF e na Freq Média de OF. Na Fpico OF e na F80 OF verificaram-se resultados superiores nos praticantes justificadas pela literatura como uma evidência dos ajustes do sistema de controlo postural.

A prática de Tai-Chi estimula o sistema de controlo postural de acordo com as diferenças nos resultados entre praticantes e não praticantes desta modalidade;

A prática de AF em pisos irregulares produz uma diminuição significativa nas alterações das oscilações posturais e da condição de olhos abertos e olhos fechados, nas variáveis clássicas, que parece estar associada a uma estimulação do sistema de controlo postural;

O nível de actividade física influencia algumas das diferenças encontradas nas variáveis em estudo;

Sugestões para Futuras Investigações

Verificar a influência de um programa de exercício físico de características gerais e um programa de exercício físico com actividades específicas de treino sensório motor nas variáveis dos métodos clássicos e a determinação do risco de queda em idosos.

9 Referências Bibliográficas

Babdi, J; Boissy, P; Hamel, M (2008), " Assessing control of postural stability in community living older adults using performance based limits of stability. *BMC Geriatrics*, 8:8

<http://www.biomecentral.com/1471.238/8/8>

Baratto, L., Morasso, P.G., Re, C., et al., (2002), "A new look at posturographic analysis in the clinical context: sway-density vs. other parameterization techniques", *Motor Control*, v. 6, pp. 246-270.

Barauna, M.A (2004) " Estudo do Equilíbrio estático em idosos e sua correlação com quedas". *Fisiot. Bras.*, 5 (2), pp. 136-141.

Barbosa, R. (2000), "Educação Física Gerontológica: saúde e qualidade de vida na terceira idade", Sprint: Rio de Janeiro.

Bauer, C.;Groger, I; Rupprecht, R; Gabmann, K. G; (2008). "Intrasession Reliability of force platform parameters in Community- Dwelling Older Adults. *Arch Phys Med Rehabil*, 89, pp.1977-82

Benedetti, T; Antunes, P; Rodriguez- Arez, C; Mazo, G; Petroski, EL ; (2007) " Reprodutibilidade e validade do questionário Internacional de Actividade Física (IPAQ) em homens idosos. *Rev. Bras Med Esporte*, Vol 13, nº 1 pp 11-16.

Benedetti, T; Mazo, G; Barros, M; (2004) "Aplicação do Questionário Internacional de Actividade Física (IPAQ) para avaliação do nível de AF para mulheres idosas: Validade concorrente e reprodutibilidade teste- reteste. *Rev. Bras Mov. Brasília*, V 12, nº1 pp 25-33.

Benjuya, N., Melzer, I., Kaplanski, J., (2004), "Aging-induced shifts from a reliance on sensory input to muscle cocontraction during balanced standing", *Journal of Gerontology*, v. 59A, n. 2, p. 166-171

Blaszczyk, J.W., Bacik, B., Juras, G., (2003), "Clinical assessment of postural stability", *Journal Mechanics in Medicine and Biology*, v. 3, pp. 135-144.

Caetano, L.M. (2006) " O idoso e a actividade física", *Horizonte*, vol.21, nº124,pp 120-126.

Caron, O., Faurel, B., Brenieres, Y., (1997), "Estimating the centre of gravity of the body on the basis of the centre of pressure in standing posture", *Journal of Biomechanics*, v. 30, pp. 1169-1171.

Carvalho, R.L; Almeida, G.L; (2008). " Aspectos Sensoriais e cognitivos do controle postural".*Rev. Neurociências*,16, 1-5.

Chiari, L., Cappello, A., Lenzi, D., et al.,(2000), "An improved technique for the extraction of stochastic parameters from stabilograms", *Gait and Posture*, v. 12, pp.225–234.

Chiari, L., Rocchi, L., Cappello, A., (2002), "Stabilometric parameters are affected by anthropometry and foot placement", *Clinical Biomechanics*, v. 17, pp.666-667.

Choy, N.L., Brauer, S., Nitz, J., (2003), "Changes in postural stability in women aged 20 to 80 years", *Journal of Gerontology*, v.58A, n.6, p.525-30.

Collins, J. J., De Luca, C. J.(1993). "Open loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center of pressure trajectories".*Experimental Brain Research*,95, 308-313.

Collins, J.J., De Luca, C.J., Pavlik, A.E., et al., (1995a), "The effects of spaceflight on open-loop and closed-loop postural control mechanisms: human neurovestibular studies on SLS-2", *Experimental Brain Research*, v. 107, pp. 145-150.

Collins, J.J., De Luca, C.J., (1995b), "The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms", *Experimental Brain Research*, v. 103, n.1, pp. 151-163.

Collins, J.J., De Luca, C.J., Burrows, A., et al., (1995), "Age-related changes in open-loop and closed-loop postural control mechanisms", *Experimental Brain Research*, v. 104, n. 3, pp. 480-492

Corriveau, H; Hébert, R; Prince, F; Raiche, M; (2001), "Postural Control in elderly:an analysis of test-retest and interrater reliability of the COP-COM variable. *Arch Phys Med Rehabil*, 82, pp. 80-85.

Daley, M.J., Spinks, W.L., (2000), "Exercise, mobility and aging", *Sports Medicine*, v. 29, n. 1, pp. 1-12.

Doyle, T.L; Newton, RU; Burnett, AF; (2005) "Reliability of traditional and fractal dimension measures of quiet stance center of pressure in young and healthy people. *Arch Phys Med Rehabil*, 86, pp. 2034-40

Duarte, M. (2000) " Análise Estabilográfica da postura ereta quasi estática". Tese apresentada à Escola de Educação Física e Esporte da Univ. de São Paulo, como requisito parcial para concurso de livre Docência na área de biomecânica, junto do departamento de Biomecânica do movimento do corpo humano.

Duarte, M., Zatsiorsky, V.M., (2001), "Long-range correlations in human standing", *Physics Letters A*, v. 283, pp. 124–128.

Duarte, M., & Zatsiorsky, V. M. (2002). "Effects of body lean and visual information on the equilibrium maintenance during stance". *Exp Brain Res*, 146(1), 60-69.

Duarte, M; Latash (2006). "Effects of postural Task Requirements on the speed-accuracy trade- off". *Exp. Brain Res* (2007) 180: 457-467.

Duarte, M; Freitas S. (2010), "Revisão sobre posturografia baseada em plataforma de forças para avaliação do equilíbrio. *Rev. Bras. Fisioterapia*, São Carlos, V.14, nº 3 pp. 183/92, Maio/jun.

Ferraz, M.A; Barela, J.A; Pellegrini, A.M; (2001) " Acoplamento sensório-motor no controle postural de indivíduos idosos fisicamente activos e sedentários, v. 7, nº 2, pp 99-105.

Few, P (2005) " The effects of Masai Barefoot Technology Footwear on Posture: an experimental designed study. Master Thesis. Southampton University.

Fonseca, V. (1998) "Psicomotricidade: filogênese, ontogênese e retrogênese", Artes médicas: Porto Alegre.

Fonseca, V. (1995) " Manual de Observação Psicomotora - Significação Psiconeurológica dos dos factores psicomotores".Lisboa, Ed: Notícias.

Fonseca, V. (1994) " Psicomotricidade e Psiconeurologia: Introdução ao Sistema Psicomotor Humano (SPMH)". *Rev.Neuropsiq. da Infância e Adolescência*, 2, 23-33.

Freitas, S. M., Prado, J. M., Duarte,M. (2005). "The use of a safety harness does not affect body sway during quiet standing". *Clin Biomech* (Bristol, Avon), 20(3), 336-339.

Freitas, P. B. (2009) "Effects of joint immobilization on standing balance". *Human Movement Science*, Journal homepage: www.elsevier.com/locate/humov

Freitas JR, P.B (2003) "Características comportamentais do controlo postural de jovens, adultos e idosos. Dissertação de Mestrado do Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista (UNESP), Rio Claro.

Gandra, V.D; Oliveira, L.F; Nadal. J. (2003) "Efeitos da visão no controlo postural ortostático em testes estabilométricos de longa duração. In Congresso Brasileiro de Biomecânica, 10. Ouro Preto.

Guidelines for Data Processing and Analysis of Internationsl Physial Activity Questionnaire (IPAQ) Short and Long Forms- Nov (2005).

Gomes, T.(2010) "Qualidade de Vida, Actividade e Aptidão Física em idosos participantes e não participantes em programas regulares de actividade física. Dissertação de Mestrado em Exercício e Saúde, Univ. Évora/Univ. Extremad.

Referências Bibliográficas

Guimarães, L.H.C.T; Galdino, D.C.A; Martins, F.L.M, Vitorino, D.F.M; Pereira, K.L; (2004) “Comparação da propensão de quedas entre idosos que praticam actividade física e idosos sedentários” *Rev. Neurociências*, 12, Abr/Jun.

Hageman PA, Leibowitz JM, Blanke D. (1995) “Age and gender effects on postural control measures”. *Arch Phys Med Rehabil*;76, pp. 961-5.

Hopkins, W:G; (2001) “Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, 31(39), pp 211-231

Hopkins, W.G; (2000) “Measures of reliability in Sports Medicine and Science”. *Sports Medicine*, 30, 1, pp1-15.

Horak, F.B; Shupert, C.L; Mirka, A; (1989) “Components of postural dyscontrol in the elderly”. *Review Neurobiology of Aging*, V. 10, pp 727-738.

Horak, F.B; (1997) “ Clinical assessment of balance disorders”. *Gait and Posture*, 6, 76-84.

Lafond, D., Corriveau, H., Hebert, R., et al., (2004), “Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people”, *Archives of Physical and Medical Rehabilitation*, v.85, pp. 896-901.

Latash, ML. (1998) “ Postural control. Neurophysiological basis of movement. Champaign: Human Kinetics Cap. 19, pp 163-171.

Laughton, C.A; Slavin, M; Katdate, K et al (2003). “Aging, muscle activity and balance control. Physiologic changes associated with balance impairment. *Gait and posture*, pp1-8.

Lephard, SM; Fu, FH (2000), “Proprioception end Neuromuscular control in joint stability”. Ed: Human Kinetics.

Lin, S., Woollacott, M., (2005), “Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly”, *Age and Ageing*, v. 34, pp. 358-363.

Mattos, Hercules Moraes De (2006) “Análise da equilíbrio postural estático após o uso de palmilhas proprioceptivas”. Dissertação do mestrado apresentada no programa de Pós graduação em Bioengenharia da Univ. do vale do Paraíba. São José dos Campos.

Meireles, A.E; Pereira, L.M.S; Oliveira, T.C; Christofolletti, G.; Fonseca, A.L; (2010) “ Alterações neurológicas fisiológicas ao envelhecimento afectam o sistema mantenedor do equilíbrio”. *Rev. Neurociências*, 18, 103-108

Melo, F; BARREIROS, J. (2002), “A terceira idade, uma população de peso a nível Social”. In: *Boletim da Sociedade Portuguesa de Educação Física*, Sociedade Portuguesa de Educação Física, nº 23 de Agosto.

Merletti, R., Parker, A.P., (2004), *Electromyography: physiology, engineering and non invasive applications*. 1ª ed. New Jersey, IEEE Press.

Monteiro, F (2005) “ Análise do Eq. Estático em mulheres idosas por meio de paraâmetros estabilométricos. Dissertação de Mestrado apresentado ao programa de pós graduações em Ciências Biológicas da Univ. do Vale Paraíba.

Morasso, P.G., Schieppati, M., (1999), “Can muscle stiffness alone stabilize upright standing?”, *Journal of Physiology*, v. 82, pp. 1622-1626.

Mota, J; Carvalho, J, (1999) “A qualidade de vida no idoso: o papel da actividade física”, FCDEF: Porto.

Nagy, E; Feher, A; Barnai, M; Preszner-Domján, A.; Angyan, L.; Horvath, G. ; (2007) “ Postural control in elderly subjects participating in balance training, *Eur. J. Appl Physiol*, 100, pp 97-104.

Odenheimer, G; Funkenstein.H (1994) “ Comparison of neurologic changes in successful aging person vs total aging population. *Arch Neur.* pp 573-580.

Oliveira, L.F., Simpson, D.M., Nadal, J., (1996), “Calculation of area of stabilometric signals using principal component analysis”, *Physiological Measurements*, v. 17, pp. 305-312.

O'malley, M.J., (1996), “Normalization of temporal-distance parameters in pediatric gait”, *Journal of Biomechanics*, v. 29, n. 5, pp. 619-625.

Onambele, G.L., Narici, M.V., Maganaris, C.N., (2006), “Calf muscle-tendon properties and postural balance in old age”, *Journal of Applied Physiology*, v. 100, pp. 2048–2056.

Panzer V.P, Bandinelli S., Hallett M. (1995) “Biomechanical assessment of quiet standing and changes associated with aging”. *Arch Phys Med Rehabil*, 76, pp 151-7.

Pavol, MJ (2005) “Detecting and understanding differences in postural sway focus on a new interpretation of spontaneous sway measures based on simple model Human Postural Control” *Journal of Neurophysiology*, n 93, pp 20-21.

Perrin, P P Gauchard, G .C; Perrot, C; et al. (1999) “Effects of physical and sporting activities on balance control in elderly people”. *Br J Sports Med*, 33, pp.121-126.

<http://bjsm.bmj.com/content/33/2/121>

Pestana, M.H; Gageiro, J.N (2000) “Análise de dados para Ciências Sociais- a complementaridade no SPSS. Lisboa, Ed: Sílabo.

Peterka, R.J., (2000), “Postural control model interpretation of stabilogram diffusion analysis”, *Biological Cybernetics*, v. 82, pp. 335-343.

Prado, JM, Stoffregan, TA, Duarte, M , (2007) “ Postural sway during dual tasks in young and elderly adults. *Gerontology* v.53, nº5 pp 274-281

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Hoffmann, R.G., et al., (1996), “Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, v. 43, n. 9, p. 956-966.

Prieto, T.E., Myklebust, J.B., Myklebust, B.M., (1993), “ Characterization and modeling of postural steadiness in the elderly: a review”, *IEEE Transactions on Rehabilitation Engineering*, v. 1, n. 1, pp. 26-34.

Rabacow, F; Gomes, M; Marques, P; Benedetti, T; (2006) “ Questionários de Medida da AF em idosos. *Rev. Bras Cineantropometria e Desempenho Humano*, vol 8, nº 4, pp-99-106.

Roberts, T.D.M., 1995, Understanding balance: the mechanics of posture and locomotion. London, Chapman & Hall.

Rocchi, L; Chiari, L; Cappello, A ; (2004), “ Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis, *Medical and Engeneering and computing*, vol 42, pp. 71-79

Rogers, M.E; Fernandez, J.E; Bohlken, R.M; (2001). “ Training to Reduce postural sway and increase functional Reach in Elderly. *Journal of Occupational Rehabilitation*, vol 11, nº 4, pp. 291-298.

Romero, D.H., Stelmach, G.E., (2003), “Changes in Postural Control with Aging and Parkinson’s Disease”, *IEEE Engineering In Medicine And Biology Magazine*, v.22, pp. 27-31.

Schubert, M.C., Minor, L.B., (2004), “Vestibulo-ocular physiology underlying vestibular hypofunction”, *Physical Therapy*, v. 84, n. 4, pp. 373-385.

Shumway-Cook, A., Brauer, S., Woollacott, M., (1997), “Predicting the probability of falls in community dwelling older adults”, *Physical Therapy*, v. 77, pp. 812-819.

Shumway-Cook, A., Woollacott, M., (1995), Motor Control: Theory and Pratical Applications. 1ª ed. Baltimore, Lippincott Williams and Wilkins.

Shumway-Cook, A.; Wollacott, M . (2003) “ Controle Motor: Teoria e aplicações práticas. São Paulo, Ed: Manole.

Shupert, C.L., Horak, F.B., (1999), “Adaptation of postural control in normal and pathologic aging: implications for fall prevention programs”, *Journal of Applied Biomechanics*, v. 15, pp. 64-74.

Soares, E.V; (2009)“ Reabilitação vestibular em idosos com desequilíbrios para a marcha” *Perspectivas online*, Campos de Goytacazes, v 1, nº3, pp 88-100.

Spirduso, W.W., (1995), Physical dimensions of aging. 1ª ed. Texas, Human Kinetics.

Stoffregen, T.A., Pagulayan, R.J., Bardy, B.G., et al., (2000), "Modulating postural control to facilitate visual performance", *Human Movement Science*, v. 19, 203-220.

Swanenburg, J; Bruin, E.D; Favero, K; Uebelhart, D; (2008) "The reliability of postural balance measures in single and dual tasking in elderly fallers and non fallers. *BMC Musculoskeletal disorders*, 9-162, Dez.
<http://www.biomedcentral.com/1471-2474-9-162>.

Teixeira, L.A; (2006), "Task specific performance decline in aging. *Rev. Bras. Med. Esporte*, vol 12, nº 6, Nov/Dez, pp 313-316.

Toraman, N.F; Erman, A.; Agyar, E.; (2004) " Effects of multicomponent training on functional fitness in older adults" *Journal of Aging and Physical Activity*, 12, pp. 538-553.

Vieira, T.M.M. (2007), "Caracterização de mudanças no equilíbrio postural estático, devido ao envelhecimento" Dissertação para a obtenção do grau de mestre em ciências em engenharia biomédica. Universidade Federal do Rio de Janeiro.

Vieira, T.M.M; Oliveira, L.F; Nadal, J. (2009) " Estimation procedures affect the center of pressure frequency analysis". *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 42, pp. 665-673.

Vuillerme, N; Nafati, G; (2007). " How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychological Research*, 71, 192-200.

Westlake, K.P; Culham, E.G; (2007), "Sensory-specific balance Training in older adults: Effect on proprioceptive reintegration and cognitive demands" *Physical Therapy*, v. 87 , n 10, Oct, pp 1274-1283.

Winter D.A., Patla, E.A., Prince, F., et al., (1998), "Stiffness control of balance in quiet standing", *Journal of Neurophysiology*, v. 80, pp. 1211-1221.

Yu, E; Abe, M; Masani, K; Kawashima, N; Eto, F; Haga, N; Nakazawa, K; (2008) " Evaluation of postural control in quiet standing using center of mass acceleration: comparison among the young, the elderly, and the people with stroke. *Arch Phys Med Rehabil*, 89, pp 1133-1139.

Anexos

Anexo A – Formulário Selecção e Caracterização da
Amostra

Anexo B – Termo de consentimento livre e esclarecido

Anexo C- Questionário Internacional de Actividade Física
– IPAQ-

Anexo D- Exemplo de gráficos da plataforma de forças

ANEXO A



Caracterização do Perfil de Controlo Postural em Idosos



Este estudo permite a elaboração de uma análise científica sobre o equilíbrio da pessoa em situação de olhos abertos e fechados. Para tal é necessário cumprir com os seguintes requisitos e assinalar com uma cruz o diagnóstico do utente.

Nome: _____ Idade: _____

Contacto Telefónico: _____

Requisitos: + de 60 anos

Prática/ Não prática de Exercício Físico

Historial Clínico:

- | | |
|---|---|
| ➤ Quedas no último ano | <input type="checkbox"/> N° de quedas: ____ |
| ➤ Diabetes | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Artrites (TT, Joelho e anca) | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Lesões recentes | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Distúrbios vestibulares | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Historia de quedas | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Enjoos | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Danos cerebrais com perda de consciência | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Uso de álcool e drogas | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Dores crónicas na coluna vertebral | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Outras condições que afectem o equilíbrio | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Hipertensão Arterial | <input type="checkbox"/> |
| ➤ Obs.: _____ | |

Obrigado pela Colaboração

ANEXO B



Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

Eu, abaixo-assinado(a), concordo em participar no estudo de avaliação do perfil de controlo postural em idosos.

Estou ciente que, para participar no estudo, terei que permanecer em posições de equilíbrio estático e dinâmico, e disponho-me a colaborar no que for possível.

Declaro estar ciente e suficientemente esclarecido(a) dos objectivos do estudo e autorizo a utilização dos dados obtidos para análise e elaboração da Monografia no âmbito do Mestrado em Exercício e Saúde, pelas Universidades de Évora e Extremadura.

Realizarei os testes conforme solicitado, sabendo do carácter estritamente científico para qual serão utilizados os dados.

Declaro ainda que minha participação é totalmente voluntária e que estou ciente que não sofrerei nenhuma penalização caso não queira participar e que os dados e informações colhidas, para fins do estudo em questão, serão tratadas anónima e sigilosamente.

Nome: _____

Nº documento de identificação: _____

Assinatura _____

Data: ____/____/____

ANEXO C



Questionário Internacional de Avaliação da Actividade Física

Nome: _____ Data: ____ / ____ / ____

Idade : ____ Sexo: F () M () Trabalha de forma remunerada: () Sim () Não.

Estamos interessados em conhecer os diferentes tipos de actividade física, que as pessoas fazem no seu quotidiano. Este questionário faz parte de um estudo alargado realizado em vários países. As suas respostas vão-nos ajudar a conhecer o nosso nível de actividade física, quando comparado com o de pessoas de outros países.

As questões lhe vou colocar, referem-se à semana imediatamente anterior, considerando o tempo em que esteve fisicamente activo/a. Por favor, responda a todas as questões, mesmo que não se considere uma pessoa fisicamente activa. Vou colocar-lhe questões sobre as actividades desenvolvidas na sua actividade profissional e nas suas deslocações, sobre as actividades referentes aos trabalhos domésticos e às actividades que efectuou no seu tempo livre para recreação ou prática de exercício físico / desporto.

Obrigado pela sua participação

Ao responder às seguintes questões considere o seguinte

Actividades físicas vigorosas referem-se a actividades que requerem um esforço físico intenso que fazem ficar com a respiração ofegante.

Actividades físicas moderadas referem-se a actividades que requerem esforço físico moderado e tornam a respiração um pouco mais forte que o normal.

Ao responder às questões considere apenas as actividades físicas que realize durante pelo menos **10 minutos seguidos**.

1) HÁBITOS DE ACTIVIDADE FÍSICA

A) ACTIVIDADE FÍSICA VIGOROSA

Em primeiro lugar pense nas actividades físicas vigorosas que fez na semana que passou. As actividades vigorosas são as que implicam um esforço físico intenso e que provocam uma respiração ofegante. Nelas estão incluídas o levantamento de objectos pesados, cavar, ginástica aeróbica e step, andar de bicicleta a uma velocidade acelerada, correr, nadar, jogar futebol, basquetebol, etc. Deve pensar apenas nas actividades físicas que fez no mínimo durante 10 minutos seguidos.

P.1) Durante a última semana, em quantos dias fez actividades físicas vigorosas? Por favor responda de "nenhum" a "7"

' ____ ' dias (10)

se nenhum registe 8 → **B) ACTIVIDADE FÍSICA MODERADA**

se não sabe ou não responde registe 9

P.2a) Quanto tempo, no total, despendeu num desses dias a realizar actividade física vigorosa? '____'____' horas '____'____' minutos por dia

(11)(12) (13)(14)

se não sabe ou não responde registe 99 / 99

SE NÃO SABE / NÃO RESPONDE, PROSSIGA COM P.2b)

CASO CONTRÁRIO PASSE PARA B) ACTIVIDADE FÍSICA MODERADA

P.2b) Quanto tempo, no total, despendeu nessa semana a fazer actividade física vigorosa?

'____'____' horas '____'____' minutos por semana

(15)(16) (17)(18)

se não sabe ou não responde registe 99 / 99

B) ACTIVIDADE FÍSICA MODERADA

Pense agora nas actividades que fez na semana que passou e que exigiram esforço físico moderado. A actividade física moderada faz com que a sua respiração fique um pouco mais forte que o normal, podendo incluir o transporte de objectos leves, andar de bicicleta a uma velocidade normal, actividades domésticas (ex: esfregar, aspirar), cuidar do jardim, fazer trabalhos de carpintaria, caçar, jogar ténis de mesa, etc. Não inclua neste grupo o simples andar/caminhar. Deve pensar apenas nas actividades físicas que fez no mínimo durante 10 minutos seguidos.

P.3) Durante a última semana, quantos dias fez actividade física moderada? Por favor responda de "nenhum" a "7" '____' dias (19)

se nenhum registe 8 → **C) MARCHA DIÁRIA** se não sabe ou não responde registe 9

P.4a) Quanto tempo, no total, despendeu num desses dias, a realizar actividade física moderada?

'____'____' horas '____'____' minutos por dia

(20)(21) (22)(23)

se não sabe ou não responde registe 99 / 99

SE NÃO SABE / NÃO RESPONDE, PROSSIGA COM P.4b)

CASO CONTRÁRIO PASSE PARA C) MARCHA DIÁRIA

P.4b) Quanto tempo, no total, despendeu nessa semana a fazer actividade física moderada? '___'___' horas '___'___' minutos por semana

(24)(25) (26)(27)

se não sabe ou não responde registe 99 / 99

C) MARCHA DIÁRIA

Pense agora no tempo que despendeu, durante a semana que passou, a andar/caminhar. Inclua as deslocações no trabalho e em casa, as caminhadas para se deslocar de um lado para o outro e qualquer outra caminhada que faça somente para recreação, desporto ou lazer. Deve pensar apenas nas caminhadas que fez no mínimo durante 10 minutos seguidos.

P.5) Durante a última semana, quantos dias andou pelo menos dez minutos seguidos? Por favor responda de "nenhum" a "7"

'___' dias (28) *se não sabe ou não responde registe 9*

P.6a) Quanto tempo no total, despendeu num desses dias, a andar/caminhar?

'___'___' horas '___'___' minutos por dia

(29)(30)(31)(32) *se não sabe ou não responde registe 99 / 99*

SE NÃO SABE / NÃO RESPONDE, PROSSIGA COM P.6b)

CASO CONTRÁRIO PASSE D) INACTIVIDADE FÍSICA

P.6b) Quanto tempo, no total, despendeu nessa semana a andar/caminhar?

'___'___' horas '___'___' minutos por semana

(33)(34)(35)(36) *se não sabe ou não responde registe 99 / 99*

D) INACTIVIDADE FÍSICA

Estas questões estão relacionadas com o tempo que passou **sentado/a** no trabalho, em casa, numa sala de aula ou durante os tempos livres. Deve incluir o tempo que passou

sentado/a à secretária, em visitas de amigos, a ler, ou a ver televisão (sentado/a ou deitado/a).

P.7) Durante a última semana (segunda a sexta-feira), quanto tempo no total, esteve sentado(a) durante um dia?

` ____ ' ____ ' horas ` ____ ' ____ ' minutos por dia

(37)(38)(39)(40) *se não sabe ou não responde registe 99 / 99*

SE NÃO SABE / NÃO RESPONDE, PROSSIGA COM P.8)

CASO CONTRÁRIO PASSE PARA P.9)

P.8) Quanto tempo, no total, esteve sentado(a) durante a última quarta-feira?

` ____ ' ____ ' horas ` ____ ' ____ ' minutos (41)(42) (43)(44)

se não sabe ou não responde registe 99 / 99

P.9) Durante o último fim-de-semana (Sábado e Domingo), quanto tempo, no total, esteve sentado(a) durante um dia?

` ____ ' ____ ' horas ` ____ ' ____ ' minutos por dia

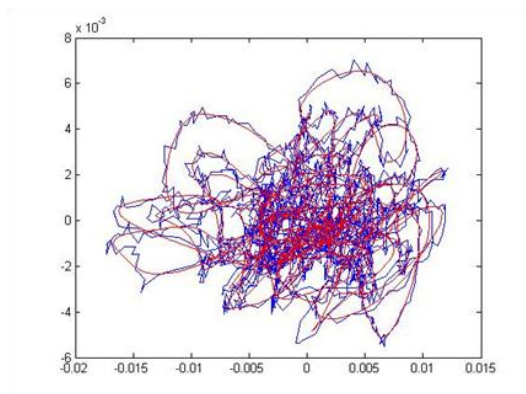
(45)(46)(47)(48) *se não sabe ou não responde registe 99 / 99*

Anexo D

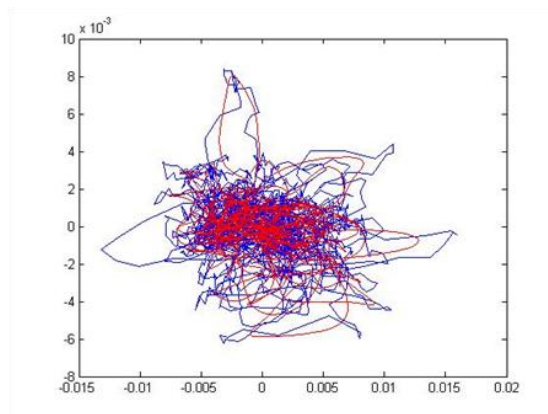
Gráficos da Plataforma de forças

Olhos Fechados (não praticante/ praticante)

Idade

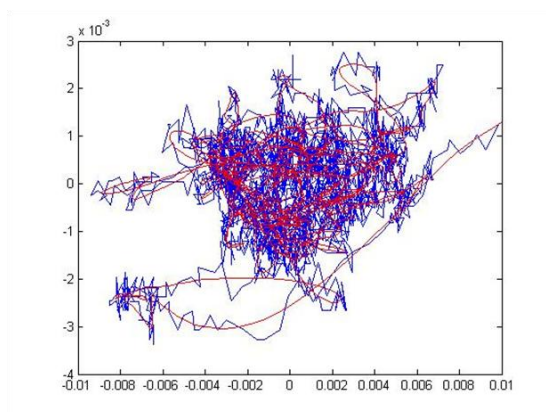


Graf 8 OF 2 77 anos NP

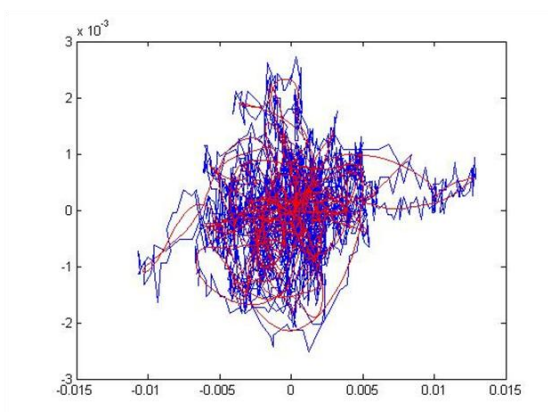


Graf 9 OF2 76 anos P

Variável F80



Não Praticante



Praticante